

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DİJİTAL RADYOGRAFİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNDE GÖRÜNTÜ
KALİTESİ METRİKLERİNİN İNCELENMESİ VE METRİKLERİN
HESAPLANMASI İÇİN YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ**

Aziz Rasim YUSUF

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

ANKARA

2015

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Aziz Rasim YUSUF tarafından hazırlanan “Dijital Radyografik Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Kalitesi Metriklerinin İncelenmesi ve Metriklerin Hesaplanması İçin Yazılım Geliştirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Jüri Üyeleri:



Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi



Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü



Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİJİTAL RADYOGRAFİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNDE GÖRÜNTÜ KALİTESİ METRİKLERİNİN İNCELENMESİ VE METRİKLERİN HESAPLANMASI İÇİN YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

Aziz Rasim YUSUF

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Dijital sistemler son yıllarda radyolojik incelemelerde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerin avantajlarından biri, dijital ortamda görüntü işleme yapılabilir olması ve buna bağlı olarak görüntü kalitesi ve sistem performansının nicel olarak hesaplanabilmesidir. Bu amaca yönelik olarak bu metriklerin hem görüntü üzerinde hem de frekans uzayında hesaplanması mümkündür. Geçtiğimiz yıllarda bu amaçla Nükleer Bilimler Enstitü bünyesinde NBEGKY adında modüler bir yazılım geliştirilmiştir (Üncü 2013). Bu tez çalışmasında, görüntü kalitesi, dedektör performansı ve gürültü karakteristiğinin hesaplanmasına yönelik olarak yeni algoritmalar gerçekleştirilmiştir ve araçlar hazırlanmıştır. Bu algoritmaları sistemlerin doğrusal doz yanıtına sahip olduğunu varsaymaktadır. Öncelikle doğrusal olmayan sistemler için düzeltme yapan STPTool geliştirilerek doz yanıtı ile ilgili katsayıları hesaplanmıştır. Görüntü kalitesi metriklerinden Modülasyon Transfer Fonksiyonu (modulation transfer function, MTF) hesaplamasında önceki yazılımda kullanılan IEC yöntemine ek olarak yeni bir yöntem eklenmiş ve iki yöntem kıyaslanmıştır. Yöntem parametrelerinin kontrol edilebileceği ve hesaplamaların yapıldığı bir MTFTool geliştirilmiştir. Görüntüdeki gürültünün frekans uzayında hesaplanması için NNPS Tool aracı hazırlanmıştır. Normalize Gürültü Güç Spektrumunun (normalized noise power spectrum, NNPS) hesaplanmasında kullanılan parametrelerin spektrum üzerindeki etkileri incelenmiştir. Geliştirilen araçlar farklı yazılımlar ile kıyaslanmıştır. Dedeksiyon Kuantum Verimliliği (detection quantum efficiency, DQE) ve etkin dedeksiyon kuantum verimliliği (eDQE) gibi dedektör ve sistem performansı metriklerinin hesaplanması için *DQE/eDQETool* aracı geliştirilmiştir. Saçılım kesrinin hesaplanması için *BeamStopEvaluator* aracı oluşturulmuş ve fantom değerlendirilmesi modülüne eklenmiştir. Yeni hazırlanan modüllerin yanı sıra yazılımın arayüzü de yeniden tasarlanmıştır. Son olarak geliştirilen yazılımın kullanım kılavuzu yazılmıştır.

2015, 132 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyolojik görüntüleme sistemleri, görüntü kalitesi değerlendirme, modülasyon transfer fonksiyonu, gürültü güç dağılımı, dedeksiyon kuantum verimliliği, görüntü işleme, MATLAB, kullanıcı arayüzü

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF IMAGE QUALITY METRICS FOR DIGITAL RADIOGRAPHIC IMAGING SYSTEMS AND SOFTWARE DEVELOPMENT FOR CALCULATION OF THESE METRICS

Aziz Rasim YUSUF

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Masters Program

Supervisor: Asst.Prof. Dr. Özlem BİRĞÜL

In recent years, digital systems has been used frequently in radiological examinations. One advantage of these systems is the possibility of using digital image processing tools, and accordingly, calculation of image quality and system performance quantitatively. It is possible to calculate these metrics both on the image itself and on its frequency domain representation. For this purpose, a software was developed within our Institute of Nuclear Sciences in the past with certain capabilities (Üncü 2013). In this study, new algorithms were implemented and new tools were developed to evaluate the image quality, detector performance and noise characteristics. These algorithms assume that the system dose response is to be linear. For nonlinear systems, dose response is characterized and coefficients were calculated using the STPTool developed within the thesis work. In addition to the IEC method used in the former software, a new method has been added to calculate one of image quality metrics, namely the Modulation Transfer Function (MTF) and two methods were compared. To calculate and control the parameters used in algorithms, MFTTool has been developed. NNPS Tool is designed to calculate the noise in frequency space. Parameters used that effect in calculation of Normalized Noise Power Spectrum (NNPS) were examined. Developed tools has been compared with different softwares. For calculating detector performance, detection quantum efficiency (DQE) and for determining the overall system performance, effective detection quantum efficiency (eDQE) were used. DQE/eDQETool was developed to calculate these metrics. For finding the scatter fraction, Beam Stop Evaluator was developed and added to the phantom evaluation module. In addition to new modules, software interface was redesigned. Finally, the software developed manual was prepared.

2015, 132 pages

Keywords: Radiological imaging system, evaluation of image quality, modulation transfer function, noise power spectrum, detective quantum efficiency, image processing, MATLAB, user interface

TEŞEKKÜR

Tez çalıŐmam boyunca engin bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, her konuda yardımcı olan danışmanım Sayın Hocam Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRĞÜL'e, desteklerinden dolayı Sayın Hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a, desteğini her zaman hissettiğim Sayın Hocam Doç. Dr. Turan OLGAR'a, çalışma arkadaşlarım Ahmet GÜVEN, Betül YAMAN, Lutfi ERĞÜN, Őeyma TOPÇU, Asuman KOLBAŐI, Sezen LİMON ve Engin AŐLAR'a, teşekkür ederim.

Bu alıŐma boyunca yanımda olan babam Rasim YUSUF, annem Nurten YUSUF, kardeŐim Alper YUSUF'a desteklerini her zaman hissettirdikleri ve gösterdikleri sabır için teşekkür ederim. Ayrıca gösterdiği ilgi ve desteklerinden dolayı dayım Yılmaz OSMAN'a teşekkür ederim.

Tez çalıŐmamın her aşamasında yanımda olan, desteğini esirgemeyen değerli dostum Furkan ÖZDEMİR'e teşekkür ederim.

Bu tez alıŐması TÜBİTAK MFAG 112T965 Numaralı proje tarafından kısmi olarak desteklenmektedir.

Aziz Rasim YUSUF

Ankara, Ağustos 2015

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| ÖZET..... | ii |
| ABSTRACT | iii |
| TEŞEKKÜR | iv |
| SİMGELER DİZİNİ | vii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | ix |
| ÇİZELGELER DİZİNİ | xiii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. KURAMSAL TEMELLER..... | 6 |
| 2.1 Dijital Görüntüleme Sistemleri..... | 7 |
| 2.1.1 Bilgisayarlı radyoloji (CR) | 8 |
| 2.1.2 Dijital radyoloji (DR)..... | 9 |
| 2.1.3 Yüke bağlı sistemler (CCD)..... | 12 |
| 2.2 Dijital Radyoloji Sistemlerde Görüntü Düzeltmesi İşlemleri | 13 |
| 2.2.1 Ölü piksel düzeltmesi | 13 |
| 2.2.2 Karanlık gürültü düzeltmesi | 13 |
| 2.2.3 Kazanç kalibrasyonu | 13 |
| 2.2.4 Görüntü işleme | 14 |
| 2.3 Tıbbi Görüntü Formatı..... | 15 |
| 2.4 Dedektör Doz İndeksi | 16 |
| 2.5 Görüntü kalitesi..... | 16 |
| 2.5.1 Kontrast | 17 |
| 2.5.2 Ayırma gücü | 19 |
| 2.5.3 Bulanıklık..... | 19 |
| 2.5.4 Gürültü..... | 20 |
| 2.6 Konum Uzayında Görüntü Kalitesinin Ölçülmesi | 21 |
| 2.6.1 Ayırma gücünün ölçülmesi | 21 |
| 2.6.2 Sinyal gürültü oranı | 21 |
| 2.7 Frekans Uzayında Görüntü Kalitesinin Ölçülmesi..... | 22 |
| 2.7.1 Sinyal transfer özelliği | 23 |
| 2.7.2 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) | 23 |
| 2.7.3 Gürültü güç spektrumu (NPS)..... | 27 |
| 2.7.4 Dedeksiyon kuantum verimliliği (DQE) | 28 |
| 2.7.5 Etkin dedeksiyon kuantum verimliliği (eDQE)..... | 29 |
| 3. MATERYAL | 30 |
| 3.1 Kullanılan Sistemler ve Veri Setleri..... | 30 |
| 3.2 Dozimetrik Sistem | 32 |
| 3.3 PMMA Fantomları..... | 33 |
| 3.4 Demet Kalitesi Filtreleri | 33 |
| 3.5 Kenar Fantomu | 34 |
| 3.6 Demet Durdurucu | 35 |
| 3.7 Yüksek Kontrast Test Objesi..... | 36 |
| 3.8 Kullanılan Yazılımlar | 36 |
| 3.8.1 MATLAB™ | 36 |
| 3.8.2 OBJ_IQ | 37 |
| 3.8.3 ImageJ | 37 |

| | |
|--|-----|
| 3.8.4 Edge Tool Image Analysis yazılımı | 38 |
| 3.8.5 XCOM5R spektrum programı..... | 38 |
| 4. YÖNTEM..... | 40 |
| 4.1 Görüntü Kalitesinin Frekans Uzayında Karakterizasyonu | 41 |
| 4.1.1 Işınlama geometrileri | 41 |
| 4.1.2 Görüntü doz ilişkisinin çıkarılması ve doğrusallaştırılması | 44 |
| 4.1.3 Modülasyon transfer fonksiyonunun hesaplanması | 45 |
| 4.1.4 Gürültü güç spektrumunun hesaplanması | 53 |
| 5. BULGULAR VE TARTIŞMA | 55 |
| 5.1 Sinyal Transfer Özelliğinin Hesaplanması..... | 55 |
| 5.2 İlgili alanı seçiminin MTF üzerine etkisi..... | 59 |
| 5.3 Kenar Açısının MTF Üzerindeki Etkisi | 61 |
| 5.4 Açık Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması..... | 62 |
| 5.5 LSF Filtreleme Yöntemlerinin MTF Üzerine Etkisi | 64 |
| 5.6 Farklı MTF Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması..... | 70 |
| 5.7 Farklı Yazılımlarla Hesaplanan MTF Sonuçlarının Karşılaştırılması..... | 72 |
| 5.8 Farklı Sistemlerle Elde Edilen MTF'lerin Karşılaştırılması | 76 |
| 5.9 Farklı Parametrelerin NNPS Üzerine Etkilerinin İncelenmesi | 79 |
| 5.10 Farklı Yazılımlar Kullanılarak Elde Edilen NNPS'lerin Karşılaştırılması | 87 |
| 5.11 Dedeksiyon Kuantum Verimliliğinin Hesaplanması | 89 |
| 5.12 Efektif Dedektif Kuantum Verimliliğinin Hesaplanması | 90 |
| 6. SONUÇ..... | 94 |
| KAYNAKLAR..... | 99 |
| EK 1 | 102 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 132 |

SİMGELER DİZİNİ

| | |
|----------------------------|---|
| CCD | Yüke bağlaşımlı sistemler (Charge coupling device) |
| CMOS | Bütünleyici metal oksit yarı iletken (Complementary metal oxide semiconductor) |
| CR | Bilgisayarlı radyoloji (Computered radiography) |
| DR | Dijital radyoloji (Digital radiology) |
| DQE | Dedeksiyon kuantum verimliliği |
| eDQE | Etkin kuantum dedeksiyon verimliliği |
| ESF | Kenar dağılım fonksiyonu |
| FT | Fourier dönüşümü |
| LSF | Çizgi dağılım fonksiyonu |
| MTF | Modülasyon transfer fonksiyonu |
| NPS | Gürültü güç dağılımı |
| NNPS | Normalize gürültü güç dağılımı |
| NEQ | Gürültü eşdeğer kuantası |
| QC | Kalite kontrol |
| QA | Kalite güvencesi |
| Rebinning | İnce gruplama |
| SNR | Sinyal gürültü oranı |
| STP | Sinyal transfer fonksiyonu |
| σ | Standart sapma |
| N_x | x- yönündeki piksel sayısı |
| N_y | y- yönündeki piksel sayısı |
| M | İlgi alan sayısı |
| I | <i>nxm</i> boyutlu piksel matrisi |

| | |
|--------|--|
| f | Uzaysal frekans |
| q | Birim alan ve ışınlama başına dedektöre gelen foton sayısı |
| Φ | Foton akısı |
| X | Işınlama değeri |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | | |
|------------|--|----|
| Şekil 2.1 | (a) 28kVp Mo/Mo hedef filtre ve 2mm Al ek filtre için elde edilen mamografik x-ışın spektrumu. (b) 90kVp W hedef 3.5mmAl inherent ve 30mmAl ek filtre için elde edilen radyografik x-ışın spektrumu..... | 6 |
| Şekil 2.2 | Radyolojide kullanılan dijital görüntüleme sistemleri | 8 |
| Şekil 2.3 | CR dedektöründe ışınlama sonrası oluşan latent görüntünün dijital hale getirilmesi için okuma işleminin şematik gösterimi. | 9 |
| Şekil 2.4 | Dolaylı ve dolaylı olmayan dönüşümlü DR sistemleri x-ışını dönüşümü ve elektronik yapısı | 10 |
| Şekil 2.5 | İndirekt dönüşüm sistemleri için yapılandırılmış ve yapılandırılmamış kristallerde saçılan ve saçılmayan fotonların gösterimi | 11 |
| Şekil 2.6 | İndirekt sistem için okuma işlemi | 11 |
| Şekil 2.7 | CCD çipleri için okuma işlemi..... | 12 |
| Şekil 2.8 | Dijital ortamda elde edilen ham görüntülere uygulanan düzeltme ve görüntü işleme yöntemlerinin uygulanmasını gösteren şema..... | 15 |
| Şekil 2.9 | Film-Ekran sistemleri ve dijital sistemler için rölatif olarak çizilmiş dinamik aralık..... | 17 |
| Şekil 2.10 | (a) Radyolojik ekstremitte çalışmasında alınmış el görüntüsü. (b) Aynı görüntüye ait görüntünün histogramı | 19 |
| Şekil 2.11 | Gürültünün obje dedeksiyonuna olan etkisini gösteren görüntü. Görüntülenmek isteyen obje artan gürültü miktarı ile gürültü arasında kaybolmaktadır..... | 20 |
| Şekil 2.12 | Obje dedeksiyonunun, gürültü ve kontrasta bağlılığını gösteren grafik. Azalan gürültü ve artan kontrast ile obje dedeksiyonu artmaktadır | 22 |
| Şekil 2.13 | Doğrusal sistem teorisi ile sistemin transfer karakteristiğinin belirlenmesi. | 22 |
| Şekil 2.14 | Farklı frekansa sahip sinyallerin görüntüleme sistemi tarafından nasıl geçirildiğini gösterimi. Artan frekans ile sistem tarafından geçirilen genlik azalarak elde edilecektir. Tüm frekanslarda sistem davranışı modülasyon transfer fonksiyonu elde tasfir edilir..... | 24 |
| Şekil 2.15 | İdeal bir sistem ve gerçekte elde edilen MTF eğrilerinin üst üste gösterimi. Sistemden kaynaklı kısıtlamalardan dolayı idealden uzaklaşılacak ve MTF artan frekansla azalan bir eğri olarak gözükcektir. | 25 |
| Şekil 3.1 | Kullanılan Radcal marka dozimetrik sistem seti..... | 32 |
| Şekil 3.2 | Kullanılan PMMA blokları..... | 33 |
| Şekil 3.3 | Gammex marka 1mm kalınlığındaki W fantomu ve kenar açısının ayarlanması için kullanılan hizalama araçları | 34 |
| Şekil 3.4 | (a) Demet durdurma fantomu. (b) Saçılım kesri hesabında kullanılan ortalama piksel değeri bölgeleri | 35 |
| Şekil 3.5 | Yüksek kontrast test objesi ve çizgi çiftlerinin kare dalga frekansları..... | 36 |
| Şekil 3.6 | OBJ_IQ yazılımı ve görüntü kalitesinin hesaplanmasında kullanılan modüller | 37 |
| Şekil 3.7 | ImageJ yazılım arayüzü..... | 37 |
| Şekil 3.8 | Edge Tool Analysis yazılımı ve örnek olarak hesaplanmış MTF, NPS ve DQE grafikleri | 38 |
| Şekil 3.9 | (a)XCOMP5R programında RQA5 demet kalitesi için hesaplanan parametreler (b) Elde edilen spektrum..... | 39 |

| | | |
|------------|---|----|
| Şekil 4.1 | IEC 62220-1 ışınlama geometrisi..... | 41 |
| Şekil 4.2 | Dijital Mamografi sistemi IEC ışınlama geometrisi | 42 |
| Şekil 4.3 | eDQE geometrisi | 43 |
| Şekil 4.4 | IEC'nin tavsi ettiği MTF hesaplanmasında kullanılan adımlar | 46 |
| Şekil 4.5 | Samei MTF yönteminde izlenen adımlar | 46 |
| Şekil 4.6 | Açılandırılmış yerleştirilen kenar fantomu görüntüsünden seçilen ilgi alanı | 47 |
| Şekil 4.7 | Kenar bölgesi ve her satırdaki piksellerin numarandırılmış hali..... | 50 |
| Şekil 4.8 | İnce gruplama işlemi sonucu elde edilen çizgi dağılım fonksiyonu | 50 |
| Şekil 4.9 | Farklı boyutlardaki ilgi alanının tümü kullanılarak hesaplanan ESF..... | 51 |
| Şekil 4.10 | İlgi alanının kenar açısına göre kesilerek elde edilen yeni ilgi alanı | 51 |
| Şekil 4.11 | NPS hesaplanması için izlenen adımlar | 53 |
| Şekil 4.12 | Tek boyutlu NPS hesaplanması için ortalama alınan satır ve sütunlar | 54 |
| Şekil 5.1 | RQA5, RQA7 ve RQA 9 demet kaliteleri için elde edilen STP eğrileri | 56 |
| Şekil 5.2 | IG3 geometrisinde farklı kalınlık ve kVp'ler için elde edilen STP eğrileri | 57 |
| Şekil 5.3 | 70 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)..... | 58 |
| Şekil 5.4 | 90 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)..... | 58 |
| Şekil 5.5 | 120 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)..... | 59 |
| Şekil 5.6. | IG3 25cm 90kVp'deki kenar görüntüsünde, kenar fantomu bölgesinin homojen bölgeye yüzdelik olarak seçiminin MTF üzerine etkisi. | 60 |
| Şekil 5.7 | MTF hesaplanmasında kenar bölgesinin seçiminde kullanılan 50mmx100mm boyutundaki ilgi alanı ve kenar bölgesinin üstüne gelmesi beklenen belirteç..... | 60 |
| Şekil 5.8 | IG1'de RQA5 demet kalitesi kullanılarak elde edilen kenar görüntüsü için farklı açı değerleri kullanılarak hesaplanan MTF eğrilerinin karşılaştırılması | 61 |
| Şekil 5.9 | IG3 geometrisinde 25cmPMMA kalınlığında 90kVp demet kalitesinde farklı hesaplanan açının MTF üzerine etkisi..... | 62 |
| Şekil 5.10 | 20mm uzunluğunda Hanning ve sıfırlama (Zero Padding) işlemleri uygulanarak elde edilen LSF'ler | 65 |
| Şekil 5.11 | Kesme işlemi ve Hanning filtresi uygulanarak bulunan LSF'ler. | 65 |
| Şekil 5.12 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlarda Hanning filtresi kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'in karşılaştırılması..... | 66 |
| Şekil 5.13 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlarda kesme işlemi (Truncate) yapılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'in karşılaştırılması | 67 |
| Şekil 5.14 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlarda sıfırlama işlemi (Zero Padding) yapılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF karşılaştırılması..... | 67 |
| Şekil 5.15 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı LSF filtrelerinin MTF üzerine etkisi (filtre boyutları bütün durumlar için 50mm seçilmiştir)..... | 68 |
| Şekil 5.16 | IG3 geometrisinde farklı boyutlardaki tüm filtrelerin MTF üzerine etkisi .. | 68 |
| Şekil 5.17 | RQA5 demet kalitesinde Samei yöntemi ile IEC yönteminin karşılaştırılması | 71 |

| | | |
|------------|--|----|
| Şekil 5.18 | IG3 25cm PMMA 90kVp Samei yöntemi ile IEC yönteminin karşılaştırılması | 71 |
| Şekil 5.19 | RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde Edge Tool Image Analysis yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 73 |
| Şekil 5.20 | RQA5 demet kalitesinde OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile LSF filtrelenmeden ve filtrelenerek elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 73 |
| Şekil 5.21 | IG3 Geometrisinde 90kVp demet kalitesi için 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25 cm PMMA kalınlıkları için OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 74 |
| Şekil 5.22 | IG3 Geometrisinde 90kVp demet kalitesi için 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25 cm PMMA kalınlıkları için OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 74 |
| Şekil 5.23 | DM1 sistemi ile 28kVp, Mo/Mo hedef/filtre için farklı yazılımlarla elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması..... | 77 |
| Şekil 5.24 | DM1 sistemi ile 28kVp, Mo/Mo hedef/filtre için farklı yazılımlarla filtrelenmiş LSF ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması..... | 77 |
| Şekil 5.25 | DR2 sistemi ile RQA5 demet kalitesinde elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 78 |
| Şekil 5.26 | DR2 sistemi ile RQA5 demet kalitesinde filtrelenmiş LSF ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması | 78 |
| Şekil 5.27 | Bilgisayar ortamında oluşturulmuş ideal görüntüler ile hesaplanan NNPS'ler | 80 |
| Şekil 5.28 | IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlardaki ilgi alanlarının 128x128'lik alt ilgi alanına bölünmesi ile elde edilen NNPS | 81 |
| Şekil 5.29 | IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde sabit ilgi alanı boyutunun (1024x1024) farklı boyutlarda alt ilgi alanlarına bölünmesi ile elde edilen NNPS'lerin karşılaştırılması | 82 |
| Şekil 5.30 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde alt ilgi alanının kesişim yüzdesine göre NNPS'e etkisi..... | 83 |
| Şekil 5.31 | (a) Düşük frekans gürültü oluşturan etkileri kaldırmak için alt ilgi alanının (b) iki boyutlu polinom fit edilerek (c) kendisinden çıkarılmış şekli | 83 |
| Şekil 5.32 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, 1024x1024 ilgi alanı 128x128'lik ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS..... | 84 |
| Şekil 5.33 | IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, 1024x1024 ilgi alanı 256x256'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS'ler | 85 |
| Şekil 5.34 | IG3 geometrisinde 25cm PMMA, 90kVp için 1024x1024 ilgi alanı 128x128'lik ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS..... | 86 |
| Şekil 5.35 | IG3 geometrisinde 25cm PMMA, 90kVp için 1024x1024 ilgi alanı 256x256'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS..... | 86 |
| Şekil 5.36 | RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde elde edilen NNPS'lerin OBJ_IQ, Gammex Edge Tool ve NBEGKY v2.0 karşılaştırılması | 88 |

| | | |
|------------|--|----|
| Şekil 5.37 | IG3 geometrisinde 25cm PMMA 90kVp de elde edilen NNPS'lerin karşılaştırılması | 88 |
| Şekil 5.38 | RQA demet kaliteleri için elde edilen DQE grafikleri | 89 |
| Şekil 5.39 | IG3 geometrisinde 70kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler..... | 91 |
| Şekil 5.40 | IG3 geometrisinde 90kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler..... | 92 |
| Şekil 5.41 | IG3 geometrisinde 120kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler..... | 92 |

ÇİZELGELER DİZİNİ

| | | |
|--------------|---|----|
| Çizelge 2.1 | DICOM görüntü formatında, sistemler için standart olarak tanımlanmış kısaltmalar ve açıklamaları | 15 |
| Çizelge 3.1 | Kullanılan sistemler ve teknik özellikleri | 30 |
| Çizelge 3.2 | Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories'den temin edilen görüntüler için tanımlanmış isimler ve görüntülerin özellikleri | 31 |
| Çizelge 3.3 | Radyolojik sistemler için kullanılan demet kaliteleri ve özellikleri | 34 |
| Çizelge 3.4 | Mamografik sistem için kullanılan demet kalitesi ve özellikleri | 34 |
| Çizelge 4.1 | Sistem yanıtları ve ilgili sistemden elde edilen görüntülerin doğrusal hale getirilmesi için kullanılan sistem yanıtlarının tersi | 44 |
| Çizelge 5.1 | IEC demet kalitelerinde elde edilen STP katsayıları | 55 |
| Çizelge 5.2 | IG3 5cm PMMA kalınlığı için elde edilen STP katsayıları | 56 |
| Çizelge 5.3 | IG3'te 25cm PMMA ve 90kVp'deki kenar görüntüsünün farklı boyutlarda kare ilgi alanı kullanılarak hesaplanan, kenar açısı ve OBJ IQ yazılımı ile karşılaştırılması | 63 |
| Çizelge 5.4 | IG3 geometrisi 90kVp ve 25cm PMMA kalınlığı için, iki kenar yöntemi kullanılarak hesaplanan, farklı boyutlardaki ilgi alanı seçimlerinin karşılaştırılması | 64 |
| Çizelge 5.5 | IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesi için, LSF filtreleri için farklı filtre uzunlukları ile yumuşatılmış LSF kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş MTF'in karşılaştırılması | 69 |
| Çizelge 5.6 | IG3 geometrisinde RQA5 demet kalitesi için, LSF filtreleri için farklı filtre uzunlukları ile yumuşatılmış LSF kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş MTF'in karşılaştırılması | 69 |
| Çizelge 5.7 | LSF filtrelenerek elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması IG1 geometrisinde farklı demet kaliteleri için yazılımlarla elde edilen $iMTF_n$ değerleri ve yazılımlar arasındaki fark | 75 |
| Çizelge 5.8 | IG3 geometrisinde farklı demet kaliteleri için yazılımlarla elde edilen $iMTF_n$ değerleri ve yazılımlar arasındaki fark | 75 |
| Çizelge 5.9 | Farklı sistemlere ait doz yanıtları | 76 |
| Çizelge 5.10 | Farklı demet kaliteleri için IG1'de kullanılan hesaplama parametreleri ... | 89 |
| Çizelge 5.11 | Hesaplanan saçılım kesirleri | 90 |
| Çizelge 5.12 | Hesaplanan foton sayıları | 90 |
| Çizelge 5.13 | Ölçülen dedektör dozları (μGy) | 91 |

1. GİRİŞ

Teşhis amaçlı kullanılan radyolojik görüntüleme sistemlerinde temel olarak, x-ışınlarının oluşturulması, incelenecek olan hasta dokusuna yönlendirilmesi ve hastadan çıkan x-ışınlarının dedeksiyonu ile anatomik bilgi içeren radyolojik görüntüler elde edilir. X-ışınları elektromanyetik spektrumun yüksek enerji bölgesindedir ve giricilik (*penetration*) özelliği nedeniyle insan dokusuna nüfuz ederek enerji aktarımı yapar ve radyasyon kaynaklı soğrulan doza neden olur.

Radyolojik bir sistem devreye alınmadan önce, uluslararası kurumlar tarafından belirlenen standartlar doğrultusunda ve üretici tarafından taahhüt edilen işletme koşullarında çalıştığı kontrolünün yapılması gerekir. Sistem bileşenlerinin ayrı ayrı ve bir bütün olarak kontrol edildiği birçok birim testten oluşan bu kontrollerin hepsine *kabul testi* adı verilir. Bu testler arasında jeneratör testleri, mekanik testler ve görüntü kalitesi testleri bulunur ve testlerde elde edilen değerler, bundan sonraki testler için referans değerleri oluşturur. Kullanım yoğunluğuna ve kullanım şekline bağlı olarak sistemde zamanla oluşabilecek olan bozukluklar rutin olarak kontrol edilmeli ve referans değerlerden sapmanın miktarı kayıt altına alınmalıdır. Düzenli olarak yapılması gereken bu işlemlere *kalite kontrol testleri (QC)* adı verilir. Kalite kontrol testleri sırasında sistemlerin standartlarda belirtilen çalışma aralıklarda çalıştığı kontrol edilir. Çalışma aralıklarının dışına çıktığı durumlarda *kalite güvencesinin (QA)* sağlanması amacıyla, firmanın yetkilendirdiği kişiler tarafından sistemde donanımsal veya yazılımsal kalibrasyonların yapılması gerekir. Uluslararası standartlar tarafından bu testlerin periyodik olarak tekrar edilmesi önerilir. Böylece, her incelemede görüntü kalitesinin ve hasta dozunun kabul edilebilir değerlerde olduğundan emin olunur (IEC 2003, IPEM 2010).

Radyolojik görüntülerin kalitesi gürültü, ayırma gücü ve kontrast gibi başlıca metrikler ile tanımlanır. Yeni sistem alımlarında, rutin kalite kontrol ölçümlerinde ve bilimsel çalışmalarda görüntü kalitesinin karşılaştırılabilir şekilde ölçülmesi gerekmektedir. Bu sebeple, standart bir geometride tekrar edilebilir, kullanıcıdan bağımsız ve yüksek doğrulukta sonuçlar veren hesaplama yöntemleri kullanılmalıdır.

Görüntü kalitesi öznel (subjective) veya nesnel (objective) metrikler kullanılarak ölçülebilir. Eski sistemlerde (film-ekran) daha öznel (subjective) görüntü kalitesi metrikler kullanılmaktaydı. Gelişen teknolojiye paralel olarak görüntü kalitesi ölçüm yöntemleri de gelişmekte ve literatürde yerini almaktadır (IEC 2003). Dijital görüntüleme sistemlerinin görüntüleme merkezlerinde ve hastanelerde kullanımının yaygınlaşması ile frekans uzayında nesnel ölçümler yaygınlaşmış ve uluslararası standartlarda yerini almıştır. Frekans uzayındaki metrikler ayrıca film ekran sistemlerinde de uygulanabilir hale gelmiştir. Dolayısı ile bu metriklerin hesaplanmasında kullanılan yazılımların önemini daha da arttırmıştır.

Günümüzde dijital bir görüntüleme dedektörünün görüntü kalitesi, modülasyon transfer fonksiyonu (*MTF*), gürültü güç spektrumu (*NPS*) ve dedeksiyon kuantum verimliliği (*DQE*) ile tanımlanır (IEC 62220). Ancak, klinik incelemelerde hastadan saçılan radyasyon, odak noktasının sınırlı uzaysal boyutu, hasta kalınlığından ileri gelen büyütme faktörü gibi etkenler görüntü kalitesi üzerinde olumsuz etkiler yapmakta ve kaliteyi düşürmektedir. Bu gibi etkileri de barındıran bir metrik olarak, etkin dedeksiyon kuantum verimliliği (*eDQE*) tanımlanmıştır.

Herhangi bir görüntüleme sisteminin ayırma gücü, birbirine yakın objelerin ayrı ayrı görüntülenebilme yeteneğidir. Modülasyon transfer fonksiyonu ise ayırma gücünün frekans ortamında tanımlayan bir metriktir. Sistem girişindeki uzaysal frekansların sistem tarafından nasıl geçirildiği ile ölçülür. Örneğin keskin bir kenara sahip tungsten fantomunun görüntülenmesidir. Böylece tüm frekans bilgisi sisteme gönderilecektir. Elde edilen görüntüden ise her bir frekansın genlik kaybı ölçülecek ve ayırma gücü belirlenecektir.

Görüntüdeki gürültü bileşeninin ölçülmesi için frekans ortamında tanımlanan bir metrik normalize gürültü güç spektrumudur. Homojen olarak ışınlanmış bir görüntü kullanılır. Görüntü eşit boyutlardaki alt ilgi alanlarına bölünerek her birinin Fourier dönüşümü alınır ve topuk etkisi (*heel effect*) her bir görüntüye iki-boyutlu polinom çakıştırılarak ilgili görüntüden çıkarılması ile yapılır. Böylece düşük frekans gürültü olan heel etkisinden gelen katkı azaltılmış veya tamamen kaldırılmış olur.

MTF ve NPS ölçümleri kullanılarak elde edilen ve dedektöre gelen sinyal gürültü oranının (*SNR*), ölçülen sinyal gürültü oranına, oranı olarak tanımlanan DQE, görüntüleme sisteminin, performansını tanımlayan en uygun parametrelerdir (IEC 2003).

Literatürde, DQE ölçümlerinde kullanılan MTF ve NPS dağılımlarının ölçülmesi için farklı yöntemler mevcuttur. Bu yöntemlerde ölçüm geometrileri, kullanılan görüntüleme fantomları, hesaplama algoritmaları ve yazılımlar farklılık göstermektedir. Ulrich ve Susanne'nin (2004) yaptığı bir çalışmada değişik yöntemlerle hesaplanan DQE eğrileri arasında $\pm\%15$ 'lik fark bulmuşlar, bu farklılığın MTF ve NPS hesaplama yöntemlerinden ileri geldiğini göstermişlerdir. Samei ve arkadaşları (2006), MTF ölçüm yöntemlerini karşılaştırmış ve bu çalışmada da kullanılan kenar fantomu görüntüleme yönteminin diğer yöntemlere göre (kesit yöntemi ve opak kenar yöntemi) $\%5,2\pm0,2$ farklılık gösterdiği ve düşük frekanstaki bilgileri daha iyi yansıttığı sonucuna varmışlardır. Samei ve arkadaşlarının (2005) yaptığı bir çalışmada 6 farklı algoritmanın karşılaştırılması yapılmış ve ortalama MTF değerlerindeki farklılığın $\%5$ civarında olduğu sonucuna varmışlardır. MTF, NPS ve DQE metriklerinin ölçülmesi ve hesaplanmasında izlenecek adımları standart haline getirmiştir (IEC 2003).

Bu tez çalışmasında,

- Dijital görüntüleme dedektörleri görüntü kalitesinin uzaysal frekans ortamında tanımlanmış metriklerin hesaplanmasına olanak sağlayan algoritmaların incelenmesi,
- Farklı algoritmalar kullanarak metriklerin kullanıcıdan bağımsız olarak hesaplanması için yazılım kütüphanelerinin hazırlanması,
- Hazırlanan yazılım kütüphaneleri aracılığı ile algoritmaların test edilmesi ve giriş parametrelerinin hesaplanan metriklere olan etkilerinin incelenmesi,
- Görüntü kalitesinin görsel olarak ölçülmesinde kullanılan fantomların otomatik olarak ölçülmesinde kullanılacak kütüphanelerin oluşturulması,

- Geliştirilen kütüphaneler kullanılarak, kullanıcıdan bağımsız, standart, tekrar edilebilir ve doğru sonuçlar elde edilebilecek kullanıcı arayüzünün geliştirilmesi,
- Geliştirilen yazılımın halihazırda kullanımda olan yazılımlar ile karşılaştırılması

amaçlanmıştır.

Tez kapsamında bu amaca yönelik olarak;

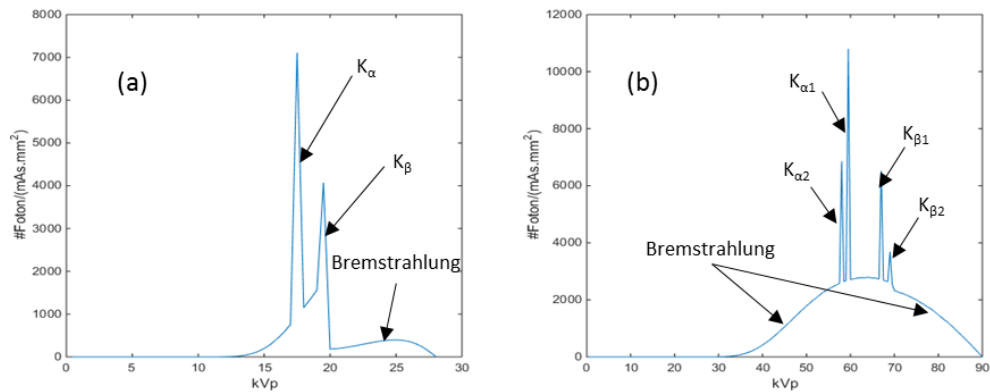
- Sistemlerin karakteristiğine göre doğrusal, logaritmik ve üstel olabilecek doz yanıtlarındaki katsayıların, otomatik olarak bulunabileceği *STPTool* geliştirilmiş,
- MTF hesaplanmasının ilk aşaması olan kenar açısının bulunması için Hough dönüşümü (Yuen vd 1990) ve eğri çakıştırma yöntemleri yazılım kütüphanesine eklenmiş ve karşılaştırılmış,
- Çizgi dağılım fonksiyonunda pencereleme (*windowing*), sıfırlama (*zero padding*) ve kesme (*truncation*) işlemleri kodlanarak MTF üzerindeki etkisi incelenmiş,
- MTF hesaplanmasında mevcut olan yöntem ek olarak, Samei, MTF hesaplama yöntemi eklenmiş,
- Gürültü analizi yapılmadan önce, homojen görüntüdeki kusurların saptanmasına olanak sağlayan *Varyans Tool* geliştirilmiş,
- NPS hesaplanmasında, alt ilgi alanlarının üst üste gelmesi (*overlap*) ve topuk etkisinin (*heel effect*) görüntüden çıkarılması için farklı derecelerde polinomların etkisi incelenmiş,
- Halihazırda kullanılan *DQETool* incelenerek kullanıcı kolaylığı sağlayacak şekilde yeniden düzenlenmiş,

- Etkin dedeksiyon kuantım verimliliği (eDQE) hesaplanmasında kullanılan demet durdurma fantomu (*beam stop*) için görüntü üzerinden otomatik olarak saçılan radyasyon oranını hesaplayan *BeamStopTool* geliştirilmiş ve farklı saçıcı koşulları için test edilmiş,
- Yüksek kontrasta sahip objeler için ayırma gücünün belirlendiği test objesinin otomatik olarak değerlendirilmesi için *HüttnerTool* geliştirilmiş,
- Oluşturulan yazılım kütüphanesinin test edilmesi için sentetik (bilgisayar ortamında hazırlanmış) görüntüler kullanılarak beklenen değer ile hesaplanan değerler karşılaştırılmış,
- Halihazırda kullanılan görüntü kalitesi yazımları ile karşılaştırma yapılması için, farklı marka model dijital sistemler kullanılarak elde edilen görüntüler üzerinden analizler yapılmış,
- Daha önceki çalışmalarda oluşturulan NBEGKY yazılımı incelenmiş ve ihtiyaca yönelik eksiklikler belirlenmiş, oluşturulan yeni yazılım kütüphanelerinde dahil edildiği yeni kullanıcı arayüzü (NBEGKY v2.0) oluşturulmuş,
- Kullanıcı arayüzünün özellikleri ve kullanım şeklinin anlatıldığı kullanım kılavuzu (EK 1) oluşturulmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

Teşhis amaçlı radyolojide kullanılan x-ışınlarının oluşumu ve hasta dokusunda yaptığı etkileşmelere kısaca değinilecek, dijital dedektör sistemleri, görüntülerin dijital ortamda oluşması ve üzerinde yapılan düzeltmeler ile görüntü kalitesi metrikleri açıklanmıştır.

Radyolojik görüntüleme sistemlerinde, jeneratörden sağlanan yüksek potansiyel farkla vakumlanmış tüp içinde hızlandırılan elektronlar, hedef bir malzemeye (ör: Tungsten, Molibdenyum, Rhodyum) çarpıtılarak X-ışınları yapay olarak üretilir. Hızlandırılan elektronlar hedef maddenin iç yörünge elektronları ile etkileşir. Bu etkileşme en fazla, en düşük enerjideki K yörünge elektronları ile gerçekleşir. Etkileşme sonucu yerinden sökülen yörünge elektronu geride bir boşluk bırakır. Üst yörüngelerde bulunan bir elektron, seviyeler arasındaki enerji kadar bir ışımaya yaparak bu boşluğu doldurur. Böylece karakteristik x-ışınları oluşur. Bir diğer etki de negatif yüklü elektronların pozitif yüklü çekirdek etrafında ivmelendirilmesidir. Bu hareket elektronların enerji kaybetmesine neden olur ve frenleme (*Bremstrahlung*) x-ışınlarının oluşturur. Karakteristik ve frenleme x-ışınları üst üste gelerek polikromatik bir demet halinde x-ışını spektrumunu ya da enerji histogramını oluştururlar (Bor 2002). Radyolojik amaçla üretilen x-ışını tüpleri Mamografik sistemlerde 25keV-40keV, Radyoloji, Floroskopi, Bilgisayarlı Tomografi sistemlerinde 50keV-150keV aralığında enerji sağlarlar. Mamografik ve radyolojik sistemler için örnek x-ışını spektrumları Şekil 2.1’de verilmiştir.



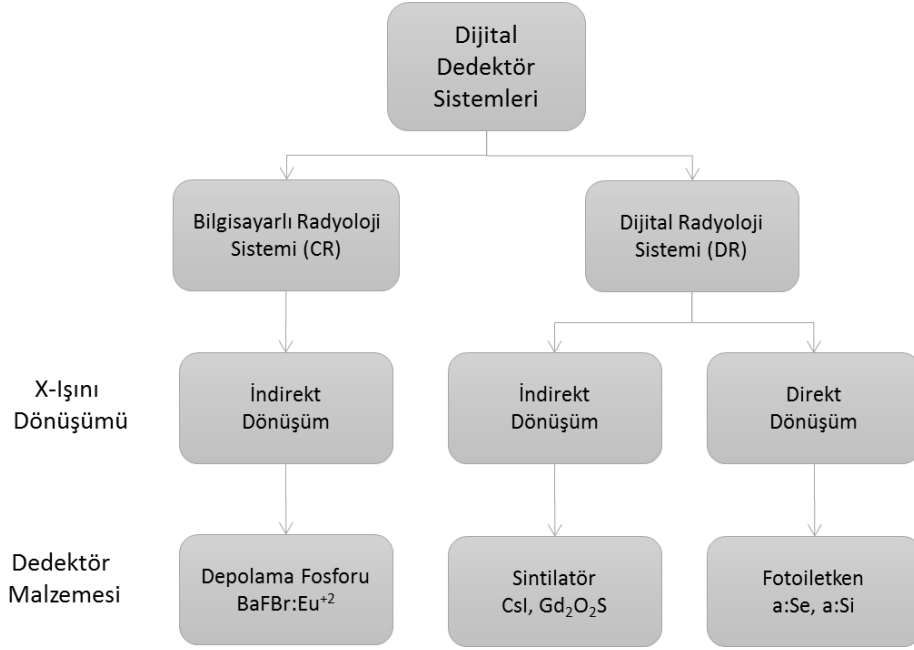
Şekil 2.1 (a) 28kVp Mo/Mo hedef filtre ve 2mm Al ek filtre için elde edilen mamografik x-ışın spektrumu. (b) 90kVp W hedef 3.5mmAl inherent ve 30mmAl ek filtre için elde edilen radyografik x-ışın spektrumu

Hastaya yönlendirilen X-ışınları hasta dokusunda farklı yoğunluktaki ve atom numarasına sahip dokularla (ör: kemik, kas, akciğerlerdeki hava, yumuşak doku) enerjilerine bağlı olarak farklı olasılıklarla Compton, Fotoelektrik, Rayleigh etkileşimleri yapabilir. Yeterli enerjide olan ışınlar hastadan geçerek görüntüleme dedektörüne ulaşır. Sonraki aşamada farklı kalınlık ve yoğunluktaki dokularda soğrulma ve saçılma yapmış olarak dedektöre ulaşan ve anatomik bilgi içeren x-ışınlarının görüntüye dönüştürülmesi gerekir. Bu amaçla, film-ekran sistemleri ve daha yeni teknoloji olan dijital görüntüleme dedektörleri kullanılır. Dijital sistemlerde bilgisayar ortamına aktarılan görüntüler üzerinde çeşitli filtreleme ve görüntü işleme yapılabilir olması, film ekran sistemlerine göre avantaj sağlar (Lançia ve Silva 2009).

Bir sonraki bölümde farklı türdeki dijital görüntüleme sistemleri hakkında bilgi verilecektir.

2.1 Dijital Görüntüleme Sistemleri

Günümüz modern radyolojisinde diyagnostik görüntüler, hasta vücudunda farklı saçılma ve soğrulmalara uğrayarak geçen x-ışınlarının, dedektörlerle toplanması ve sisteme ve firmaya özgü görüntü işleme yapılarak oluşur. Sistemlerin teknolojik farklılığından dolayı, elde edilen görüntüler arasında kalite farklılığı, kullanılan ışınlama parametreleri ve dedeksiyon etkinlikleri çeşitlilik göstermektedir. Şekil 2.2’de dijital sistemler, x-ışınının dönüşüm şekilleri ve dedektör olarak kullanılan malzemeler özetlenmiştir. Günümüz dijital sistemleri bilgisayarlı radyografi (*CR*) ve dijital radyoloji (*DR*) olmak üzere iki ana başlık altında toplanabilir. *CR* sistemler aynı film ekran sistemlerine benzer bir kaset yapısına sahiptir. Işınlama sonrasında yine film ekran sistemlerinde olduğu gibi bir okuma işlemine tabi tutulurlar. Okuma işleminden sonra tekrar masa veya duvar bucky’sine yerleştirilerek yeni görüntü elde edilmesinde kullanılabilirler. *DR* sistemleri ise direkt veya İndirekt x-ışın dönüşümü olarak kendi arasında ikiye ayrılırlar. İndirekt sistemlerde x-ışınları bir sintilasyon kristali ile etkileşerek ışık fotonlarına, ardından ışık fotonlarının fotodiyotla etkileşmesi sonucu elektronlara dönüştürülür. Direkt sistemlerde ise x-ışınları fotoiletken bir malzemeyle etkileşerek doğrudan elektronlara dönüşürler (Lançia ve Silva 2009)



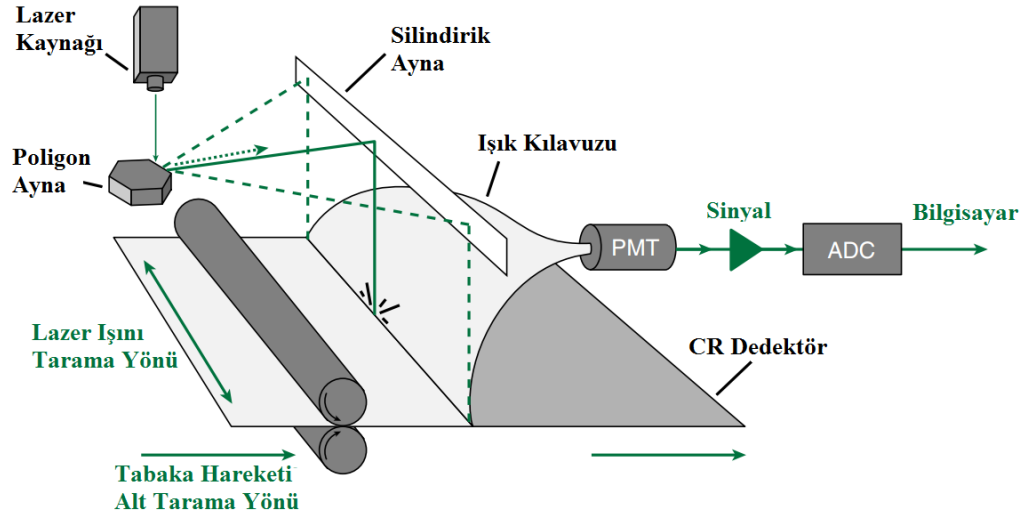
Şekil 2.2 Radyolojide kullanılan dijital görüntüleme sistemleri (Lançia 2009'dan değiştirilmiştir)

2.1.1 Bilgisayarlı radyoloji (CR)

Bilgisayarlı radyoloji sistemleri projeksiyon radyografisinde kullanılan ilk dijital teknoloji sistemlerdir. Film ekran sistemlerinden CR sistemlerine geçiş için jeneratör, X-ışın tüpü, dedektör Bucky (duvar ve masa) veya hasta masasında bir değişiklik yapmaya gerek yoktur. Film-ekran sistemlerindeki aynı görüntüleme teknikleri (geometri, kVp, mAs vb) kullanılabilir. Film ekran sistemlerine göre farklılığı ise gizli görüntüden (latent image) radyografik görüntünün nasıl elde edildiğidir. CR sistemlerinde yapılan işlemler üç basamakta toplanır. Bunlar; ışınlama sonrası latent görüntünün oluşması, okuma işlemi ve dedektörün tekrar kullanılabilmesi için silme işlemleridir.

CR sistemleri Europium (Eu^{+2}) katkılandırılmış BaF:X (X: Cl, Br veya I olabilir) kristal yapıda fosfor tabakadan oluşur. Fosfor yapısı geleneksel film-ekran sistemlerindeki gibi tipik radyolojik boyuttaki kasetler içindedirler. X-ışınları kristal yapıyla etkileştiği zaman Eu^{+2} elektron kaybederek Eu^{+3} atomuna dönüşür. Uyarılan elektron iletkenlik bandına çıkar ve enerji kaybeder ve F ($\text{F}^+ \rightarrow \text{F}$) merkezlerinde hapsedilerek gizli görüntü oluşur (Busberg 2003).

Okuma işleminde kırmızı ışık fosfor tabakası üzerine düşürülür ve tabakada hapsolmuş elektronlar (latent görüntü) uyarılarak iletkenlik bandına oradan da mavi-yeşil ışık salarak değerlik bandına inerler. Elde edilen mavi-yeşil ışık fotoçoğaltıcı tüpe veya fotodiyotlara yönlendirilerek çıkışta çoğaltılmış olarak elektronlar elde edilir. Elektronik sinyali (analog sinyal) dijitale çeviren ADC' den geçirilerek bir piksel için dijital değer elde edilir. Bu işlem tüm dedektör taranıcaya kadar piksel piksel tekrarlanır (Şekil 2.3). Kırmızı ışıkla uyarılan fosfor tabakası F merkezlerinde hapsolmuş tüm elektronları uyaramadığı için fosfor tabakada halen latent görüntü bulunur. CR kaseti tekrar kullanılmadan önce birkaç defa daha lazer ışığıyla uyarılarak latent görüntü silinir.

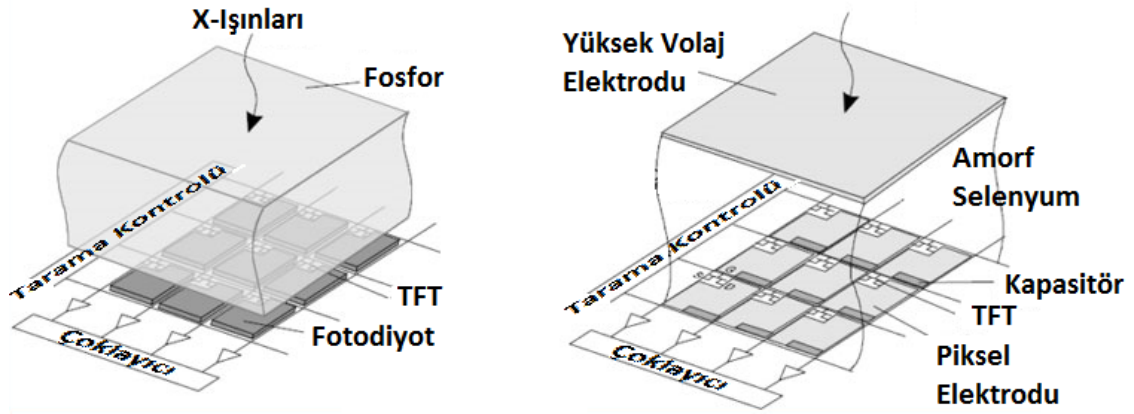


Şekil 2.3 CR dedektöründe ışınlama sonrası oluşan latent görüntünün dijital hale getirilmesi için okuma işleminin şematik gösterimi (Carroll 2011'den değiştirilmiştir).

2.1.2 Dijital radyoloji (DR)

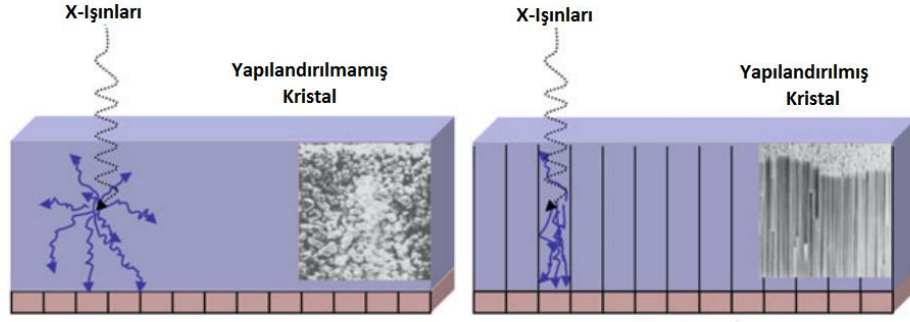
Dijital radyoloji dedektörleri x-ışınına duyarlı bir tabaka ve ince film transistör kullanılarak yapılan elektronik okuma devrelerini üzerinde barındıran kompakt sistemlerdir. X-ışınlarının elektrik sinyaline dönüşüm şekline göre direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılırlar. Direkt ve indirekt dedektörler fiziksel görünüm olarak benzerdir. Genel DR sisteminin yapısı Şekil 2.4'te görülmektedir.

Direkt sistemler, genellikle a-Se (amorf selenyum) kullanılan fotoiletken malzemeden üretilirler. X-ışınları dedektörle etkileştikleri zaman elektronlar oluştururlar. Elektrotlar, uygulanan gerilimin etkisi ile ince film transistör (TFT) dizisinde depolanır. Elektronlar, elektronlara doğru ilerlerken genellikle düz bir yol izler ve görüntüdeki bulanıklık etkisi indirekt sistemlere göre azdır. Bundan dolayı direkt sistemlerin ayırma gücü indirekt sistemlere göre fazladır (Busberg 2003).



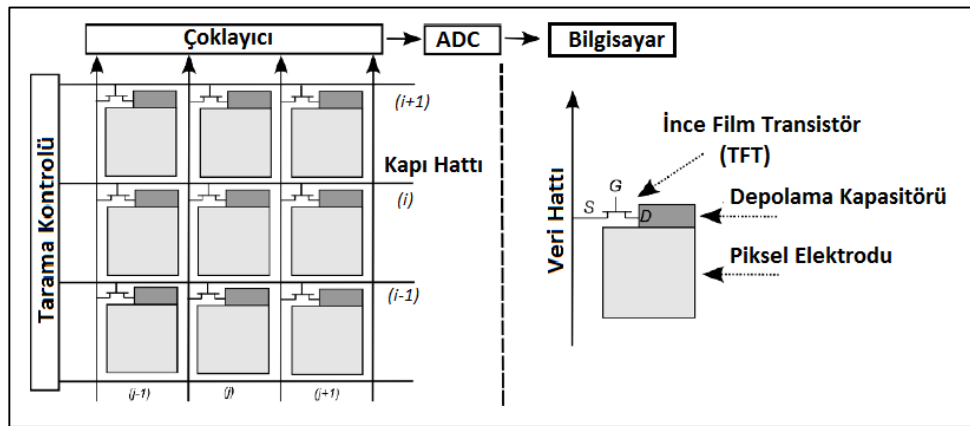
Şekil 2.4 Dolaylı ve dolaylı olmayan dönüşümlü DR sistemleri x-ışını dönüşümü ve elektronik yapısı (<http://digitalradiographysolutions.com>'dan değiştirilmiştir)

İndirekt sistemlerde, sintilasyon kristaline (x-ışınlarını görünür ışığa dönüştürmek için) ve a-Si:H panel dedektör, CCD veya CMOS gibi görüntüleme sensörlerine ihtiyaç vardır. Sintilasyon kristali olarak genellikle CsI, ve Gd₂O₂S, fosfor takaları kullanılır. Kullanılan kristalin kalınlığına bağlı olarak, elde edilen görüntüde bulanıklık miktarı artmakta ve ayırma gücü azalmaktadır. Bunun önüne geçilmesi için bazı üreticiler CsI kristalini iğne benzeri yapılarda üretir. Bu yapılar ışık kılavuzu görevi görür ve ışık dağılımı azaltılarak görüntüdeki bulanıklık azaltılır, böylece ayırma gücü artırılmış olur (Lança ve Silva 2009).



Şekil 2.5 İndirekt dönüşüm sistemleri için yapılandırılmış ve yapılandırılmamış kristallerde saçılan ve saçılmayan fotonların gösterimi (Lança ve Silva 2009'dan değiştirilmiştir)

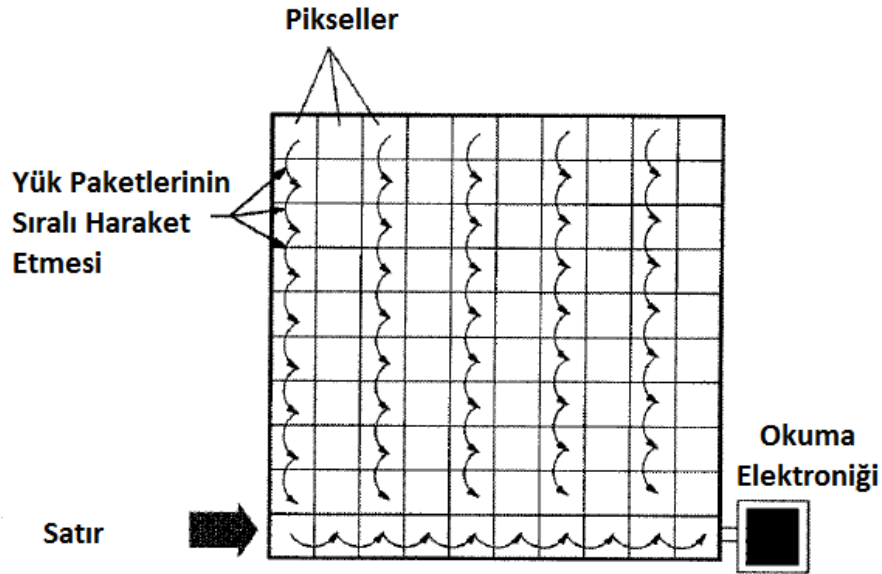
X-ışın dönüşümü yapıldıktan sonra elektrik yükleri transistörlerde biriktirilmektedir. Transistörler, kaynak (source), kapı (gate) ve drenaj (emitter) olmak üzere iç kısımdan oluşan elektronik anahtarlardır. İster sentilasyon kristali ile isterse fotoiletken malzeme ile oluşan elektrik yükleri, transistörlerdeki kaynağı oluşturan kapasitörlerde biriktirilir. Her bir transistördeki drenaj, dikey olarak çoklayıcıya (multiplexer) bağlıyken, kapılar da yatay olarak tarama kontrolünün yapıldığı devreye bağlanmıştır. Işınlama sırasında tüm kapılara negatif gerilim uygulanır, böylece biriken yüklerin kapasitörlerde kalması sağlanır. Işınlama tamamlandığında, tarama kontrolü yapan devreden tüm kapılara sırasıyla pozitif voltajgerilim gönderilir. Çoklayıcı, içinde anahtarların bulunduğu bir aygıttır ve her seferinde bir anahtarı açar. Böylece sırayla açılan her kapı ve anahtarlar sayesinde ilgili pikselde depolanan yük okunur. Elde edilen elektrik sinyali, ADC ye gönderilerek örneklenir ve bilgisayar hafızasında oluşur (Şekil 2.6).



Şekil 2.6 İndirekt sistem için okuma işlemi (<http://digitalradiographysolutions.com>'dan değiştirilmiştir)

2.1.3 Yüke bağlaşımli sistemler (CCD)

X-ışınlarının görünür ışığa dönüştürülmesi için sintilasyon kristali kullanılır. Yüke bağlaşımli sistemler olan CCD'ler, görünür ışıktan görüntü oluşturan dedektörlerdir. Kristal silikon yapıda olup ayırık piksel elektroniklerinin bir araya getirilerek oluşmuştur. Çip üzerine ışık düştüğü zaman elektronlar oluşur ve ilgili piksel içinde depolanırlar. Her bir pikselde depolanan yük ise Şekil 2.7'de görüldüğü gibi her satırdaki yükler okuma elektroniğine gönderilir. Bir üstteki satırda bulunan yükler ise uygulanan voltaj ile alttaki bir piksele kaydırılır. Böylece tüm CCD çipinin her pikselinde biriken yükten görüntü oluşturulur. Herhangi bir pikselin arızalı olması durumunda, okuma işlemi kaydırılarak yapıldığı için kolon artefaktı oluşacaktır. Kolon artefaktı görüntüde bir çizgi halinde görünmektedir.



Şekil 2.7 CCD çipleri için okuma işlemi (Bor 2002)

Dijital görüntü okuma işleminden sonra oluşur. CCD'ler genellikle mamografi, floroskopi ve diş hekimliği (dental) görüntüleme sistemlerinde kullanılırlar.

2.2 Dijital Radyoloji Sistemlerde Görüntü Düzeltmesi İşlemleri

Görüntüleme dedektörleri bağımsız dedektör elementlerinin birleşiminden oluşur. Dedektör elementleri arasında x-ışını hassasiyet farklılıkları vardır. Bilgisayar ortamına aktarılan ham görüntü (Raw Data) sistem elektroniğinden kaynaklı karanlık gürültü bozukluklarını dedektörden kaynaklı homojenite bozuklukları içermekte ve görüntü kalitesini etkilemektedir. Ayrıca dedektör karakteristiğinden ileri gelen kusurların düzeltilmesi gerekir. Başlıca düzeltmeler arasında ölü piksel, karanlık gürültü düzeltmesi ve kazanç kalibrasyonu vardır. Bu düzeltmeler sistemden kaynaklı kusurların giderilmesi için yapılır. Bir sonraki aşamada ise dijital ortamda bulunan görüntü, birtakım görüntü işleme teknikleri kullanılarak işlenir. Böylece elde edilen ham görüntünün kalitesi artırılır.

2.2.1 Ölü piksel düzeltmesi

DR sistemlerinde kusurlu piksel veya piksel dizisi olabilir. Hangi pikselin düzeltme istediği belirlemek için her bir DR sisteminde kusurlu piksel haritası mevcuttur. Kusurlu pikseller görüntü kalitesini etkiler ve çevresindeki piksel değerlerinin ortalaması ilgili piksele atanarak giderilebilirler (IPEM Rep32. Part VII).

2.2.2 Karanlık gürültü düzeltmesi

Dedektöre x-ışını düşmese bile, ısı etkileriyle yasak bant aralığını geçen elektronlar iletkenlik bandına ulaşarak akıma neden olabilir böylece sistem elektroniğinden kaynaklı bir miktar sinyal oluşur. Hiçbir ışınlama yokken birçok karanlık gürültü görüntüsü alınarak bunların ortalaması alınır ($D(x,y)$) ve orijinal görüntüden çıkartılır. (IPEM Rep32. Part VII).

2.2.3 Kazanç kalibrasyonu

Görüntüde, dedektör dizilimi, her bir pikseldeki hassasiyet farklılıkları, yükselteçlerdeki kazanç farklılıkları gibi nedenlerden kaynaklanan homojenite bozuklukları olabilmektedir.

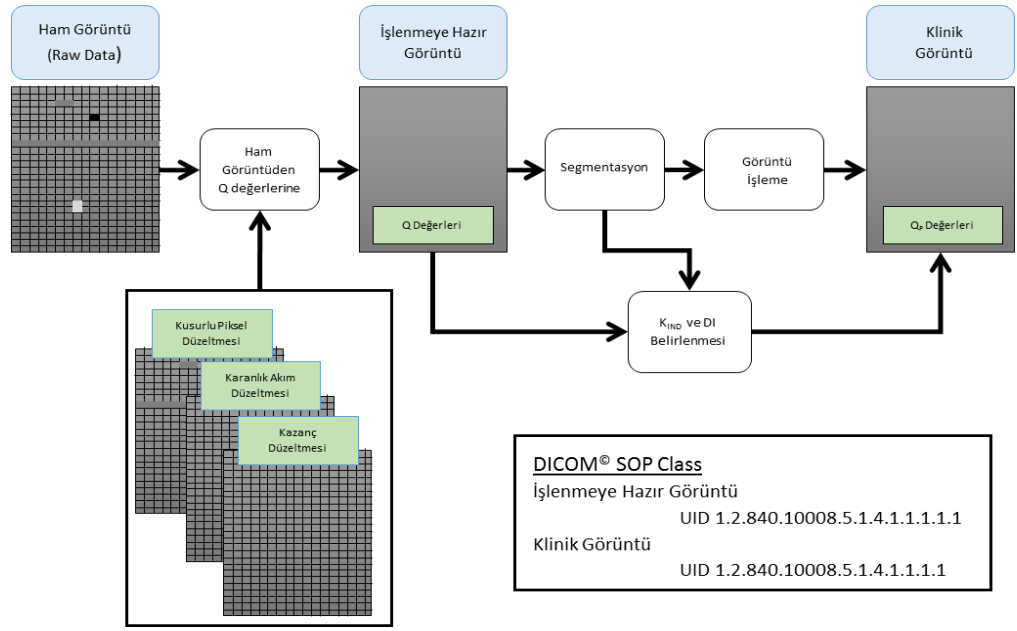
Kazanç görüntüsü birkaç homojen görüntünün ortalaması alınarak elde edilir. Tüm dedektörde homojen bir sinyalin sağlanması için elde edilen görüntü, kazanç görüntüsüne bölünerek kazanç kalibrasyonu yapılır (IPEM Rep32. Part VII).

Işınlama sonrası oluşan ham görüntüye $I_{raw}(x,y)$ denilirse, ölü piksel düzeltilmesi yapıldıktan sonra Eşitlik 2.1 uygulanır. Böylece işlenmeye hazır görüntü $I(x,y)$ elde edilir.

$$I(x, y) = \frac{I_{raw}(x, y) - D(x, y)}{G(x, y)} \quad (2.1)$$

2.2.4 Görüntü işleme

Işınlanan bölgenin anatomisine göre, görüntüde bilgi içeren pikseller tanımlanmaya çalışılarak görüntü bölümlenmesi diğer adıyla segmentasyonu yapılır. Ardından, gri seviye dönüşümü, histogram eşitlemesi, kenar dedeksiyonu, kolimatör algılama, gürültü azaltılması gibi görüntü işleme algoritmaları görüntüye uygulanır. Klinik olarak elde edilecek nihai görüntü, genellikle film-ekrandaki S-şeklinde benzer tablodan (*look-up-table*, *LUT*) geçirilerek elde edilir. LUT aynı zamanda piksel değerlerini referans olan değere göre yeniden düzenleyeceği için gri seviyeler ile dedektör dozu arasındaki ilişkinin kaybolmasına neden olacaktır. Bu nedenle kalite kontrol, görüntü kalitesi ve farklı sistemlerin karşılaştırılması genellikle işlenmeye hazır görüntüler üzerinden yapılmaktadır. Elde edilen görüntülerin işlenmiş görüntümü yoksa klinik görüntümü olduğu bilinmelidir. Görüntüye ait üst bilgi dosyasındaki (*Image Header*) “SOP Class” altında, görüntünün işlenmeye hazır mı yoksa klinik görüntümü olduğu bilgisi mevcuttur. Ham görüntüden klinik olarak elde edilen görüntüye kadar yapılan işlemler Şekil 2.8’de şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.8 Dijital ortamda elde edilen ham görüntüye uygulanan düzeltme ve görüntü işleme yöntemlerinin uygulanmasını gösteren şema, AAPM 2009'dan değiştirilmiştir

2.3 Tıbbi Görüntü Formatı

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) görüntü formatı, tıbbi alanda kullanılan görüntüler için geliştirilmiş ve standart hale getirilmiş (DICOM 2015). DICOM formatında görüntü ile birlikte görüntünün elde edilmesinde kullanılan sistem bilgisi, görüntüleme parametreleri gibi teknik özellikleri içeren bilgi dosyası veya üst bilgi (*Image Header*) mevcuttur. Radyoloji alanında kullanılan başlıca cihazlar için DICOM formatındaki modalite tanımlamaları ve kısaltmaları tablodaki gibidir.

Çizelge 2.1 DICOM görüntü formatında, sistemler için standart olarak tanımlanmış kısaltmalar ve açıklamaları

| Modalite Kısaltması | Modalite | Modalite Kısaltması | Modalite |
|---------------------|--------------------------|---------------------|------------------------|
| RG | Konvansiyonel Film-Ekran | CT | Bilgisayarlı Tomografi |
| DX | Dijital Radyografi | PX | Panoramik X-Işını |
| CR | Bilgisayarlı Radyografi | MR | Manyetik Rezonans |
| MG | Mamografi | US | Ultrasound |

2.4 Dedektör Doz İndeksi

Film ekran sistemlerinde yüksek ışınlama veya düşük ışınlama yapılıp yapılmadığı banyo işleminden sonra elde edilen görüntünün çok siyah veya çok beyaz olmasından anlaşılmaktaydı (AAPM 2009). Dijital dedektör teknolojilerine sahip sistemlerin kullanılmaya başlanması ile geniş bir ışınlama aralığında, yeterli olacak görüntü kalitesi sağlanabilir hale gelmiştir. Ancak bu sistemlerde aşırı ışınlama veya az ışınlamanın yapıldığı anlaşılamamaktadır. Çünkü dinamik aralıkları film ekran sistemlerinden çok geniştir.

Sonuç olarak hasta dozunda, artış eğilimi gözlenmiştir. Bu sorunun önüne geçilmesi ve her ışınlamada yeterli görüntü kalitesinin sağlanması için dedektör doz göstergesi (*Detector Dose Indicator, DDI*) tanımlanmıştır. Görüntünün elde edilmesi ile dedektör üzerine düşen doz değeri DDI değerinden elde edilebilmektedir (AAPM 2009).

2.5 Görüntü kalitesi

Teşhis amaçlı kullanılan radyolojik sistemlerde en önemli olan husus minimum radyasyon miktarı ile maksimum faydanın sağlanmasıdır. Doğru bir teşhis için kaliteli bir görüntünün elde edilmesi gerekir. Görüntü kalitesi sistemin fiziksel karakteristiği, tüm sistem performansı ve görüntüleri değerlendiren kişinin görsel performansının birleşimi olarak değerlendirilebilir ve teşhis amacını yerine getiren görüntüler kalitelidir denebilir. Örneğin küçük boyuttaki objelerin görünebilmesi önemliyse, görüntüleme sisteminin performansında yüksek uzaysal frekansın, düşük uzaysal frekanstaki performansından daha önemli bir parametre olmaktadır (Beutel vd. 2001).

Görüntü kalitesi belirli fiziksel parametrelerle tanımlanır. Bunlar ayırma gücü, kontrast ve gürültü olmak üzere başlıca üçe ayrılarak, objektif (sayısal) ve sübjektif (görsel) metrikler kullanılarak hesaplanır. Objektif metrikler sinyal gürültü oranı (*Signal to Noise Ratio, SNR*), MTF, NPS ve DQE'dir. Sübjektif metrikler ise yüksek kontrast ayırma gücü limiti (*HCLR*), düşük kontrast ayırma gücü limiti (*LCLR*), eşik kontrast detay görünürlüğü (*TCDD*) olduğu söylenebilir (Marsh ve Malone 2001).

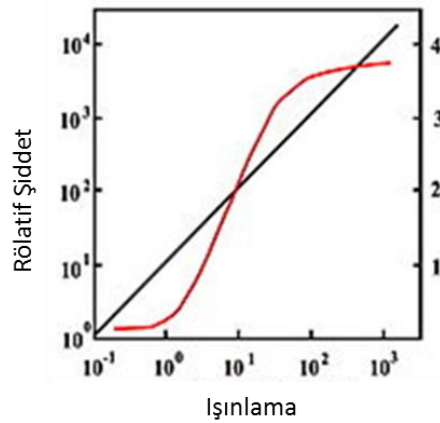
2.5.1 Kontrast

Görüntüde iki bölge arasındaki gri seviye farklılıklarına kontrast denir. Radyolojik görüntülerin elde edilmesi, işlenmesi ve kullanıcıya gösterilmesi aşamalarında farklı kontrast tanımları mevcuttur. Bunlar obje, dedektör, radyografik ve görüntülenen kontrast olarak isimlendirilmiştir (Bushberg vd 2003). Kontrastı en fazla saçılan ışınlar etkiler. Grid kullanımı ile saçılan ışınların büyük bir kısmı engelleniyor olabilsede hasta dozunun artmasına neden olmaktadır. Kontrast Eşitlik 2.2 ile tanımlanmıştır. Burada A ve B iki farklı bölgeden seçilen ilgi alanlarının ortalama değeridir.

$$Kontrast = \frac{(A - B)}{A} \quad (2.2)$$

2.5.1.1 Dedektör kontrastı

Dijital sistemler üzerine düşen radyasyonu sinyale dönüştürür. Obje kontrastındaki soğurum farklılıkları dedektöre düşen dozun farklı olmasına neden olacaktır. Dedektör kontrastı temel olarak üzerine düşen enerjiye bağlı olarak sistem çıkışındaki sinyale nasıl dönüştürdüğünü olarak tanımlanır (Bushberg vd 2003). Giriş dozuna karşı sistem çıkışında elde edilen sinyalin gösterildiği eğriye de karakteristik eğri denir. İki farklı sistem için karakteristik eğriler Şekil 2.9’da gösterilmektedir.



Şekil 2.9 Film-Ekran sistemleri ve dijital sistemler için rölatif olarak çizilmiş dinamik aralık

2.5.1.2 Radyografik kontrast

Film ekran sistemleri ile dijital sistemlerden elde edilen görüntüler için kontrast ölçümlerinde fark vardır. Film ekran sistemleri, için radyografik kontrast optik yoğunluk farkları olarak tanımlanmıştır (Eşitlik 2.3).

$$\text{Radyografik Kontrast} = OY_1 - OY_2 \quad (2.3)$$

2.5.1.3 Dijital görüntü kontrastı

Dijital dedektörler ışınlandığında nihai görüntü elde edilene kadar birtakım görüntü düzeltme işlemleri yapıldığı daha önce açıklanmıştır. Bunlardan bir tanesi dijital görüntüden sabit bir k sayısının çıkarılmasıdır (Eşitlik 2.4). Dijital görüntüde kare şeklinde bir bölgenin ortalama dijital değeri A olsun. Görüntü işlemeden sonra bu sayı $[A-k]$ olacaktır yakındaki bir dölgenin dijital değeri de $[B-k]$ olacaktır.

$$\text{Kontrast} = \left(\frac{[A - k] - [B - k]}{[A - k]} \right) = \frac{(A - B)}{(A - k)} \quad (2.4)$$

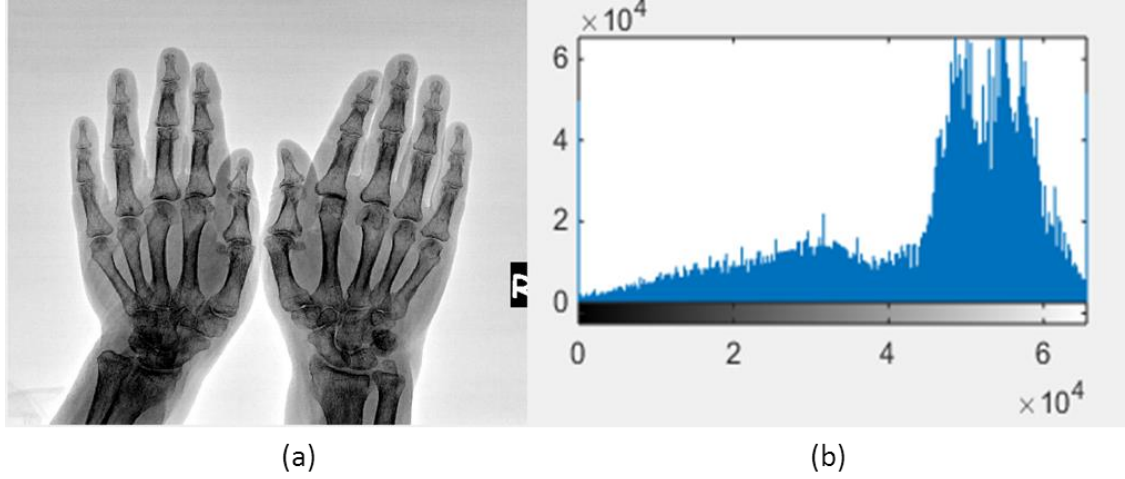
Bu durumda kontrast, $k = A/2$ için iki kat artarken, k 'nın negatif değerinde kontrast azalacaktır. Kontrastın k sayısına bağlı olmasından dolayı daha anlamlı bir tanımlama olarak kontrast gürültü oranıdır (*contrast to noise ratio, CNR*) (Olgar 2014). Kontrast gürültü oranı matematiksel olarak Eşitlik 2.5'ile hesaplanır.

$$\text{CNR} = \frac{(A - B)}{\sigma} \quad (2.5)$$

Burada σ görüntüdeki gürültüdür ve CNR, k sayısından bağımsızdır.

2.5.1.4 Görüntülenen kontrast

Dijital görüntülerin en büyük avantajı gösterilen kontrastın kolayca değiştirilmesidir. Bu işlem görüntü histogramında, ne kadar genişlikte sayısal değerlerin tek bir gri seviye olarak gösterileceği ile ilgilidir. Örnek olarak bir kol incelemesi için alınmış görüntü ve histogramı Şekil 2.10'da verilmiştir.



Şekil 2.10 (a) Radyolojik ekstremite çalışmasında alınmış el görüntüsü. (b) Aynı görüntüye ait görüntünün histogramı

2.5.2 Ayırma gücü

Ayrırma gücü görüntüleme sisteminin, objeleri kesin olarak ayırt edebildiği bir özelliktir. Klasik olarak ayırma gücü, görüntüleme sisteminin birbirine ne kadar yakın objeleri ayrı olarak gösterileceğinin bir ölçüsüdür. Birbirine ne kadar yakın objeler görüntüde de ayrık olarak gösteriliyorsa sistemin ayırma gücü okadar iyidir. Bazı durumlarda iki obje anatomik olarak çok yakındır ve görüntüde tek bir obje olarak görüntülenir. (Beutel vd. 2001).

Ayrırma gücünün kavramsal olarak anlaşılmasının bir yolu sistemin nokta kaynağa olan tepkisinin incelenmesidir. Nokta kaynağa olan tepkisi ölçülerek bulunan nokta dağılım fonksiyonu (*Point Spread Function, PSF*) sistemin bulanıklık miktarını da açıklar (Beutel vd. 2001).

2.5.3 Bulanıklık

Bulanıklık, keskin bir kenara sahip objenin, kenar keskinliğini kaybetmesi ile görüntüde bulanıklaraşarak elde edilmesidir. Işınlama sırasında hastanın hareket etmesi, odak nokta boyutu, hasta dedektör mesafesi, görüntüleme dedektöründeki etkileşmeler görüntüdeki bulanıklığı etkileyen başlıca parametrelerdir (Lança ve Silva 2009).

2.5.4 Gürültü

Gürültü, görüntülenen objeden kaynaklanmayan dalgalanmalardır. İdealde görüntüdeki gürültünün en baskın kaynağı kuantum gürültüdür, ancak her dedektörde rasgele gürültü kaynakları vardır. Bunlar arasında elektronik gürültü, dedektör pikselindeki hassasiyet farklılıkları, dönüşüm kristalinin kalınlığı, kristalin dönüşüm etkinliğinin bölgesel değişimi vardır. Ölü piksellerin varlığı veya dijital sistemdeki tüm satır veya sütundaki elektroniğin çalışmıyor olması, darbe almış detektördeki çatlak ve kırıklar yapısal gürültüyü oluşturur. Bir diğer gürültü kaynağı da analog sinyalden dijital verinin elde edildiği ADC'lerdeki örneklemedir (Krupinski vd. 2007).

Görüntülenmek istenen küçük boyuttaki objeler gürültü miktarına göre, görüntülenemeyebilir. Örneğin Şekil 2.11'da görüldüğü üzere artan gürültü miktarı ile obje, gürültü arasında kaybolmakta, gürültünün çok fazla olduğu durumda görüntülenememektedir.



Şekil 2.11 Gürültünün obje dedeksiyonuna olan etkisini gösteren görüntü. Görüntülenmek isteyen obje artan gürültü miktarı ile gürültü arasında kaybolmaktadır (Bushberg vd 2003'ten değiştirilmiştir)

Dijital sistemlerin bir artışı olan görüntü işleme yöntemleri kullanılarak, gürültünün kaynağına bağlı olarak iyileştirmeler yapılabilir.

2.6 Konum Uzayında Görüntü Kalitesinin Ölçülmesi

Görüntü kalitesinin tanımlanmasında kullanılan metrikler kabaca; kontrast, ayırma gücü ve gürültüdür. Tanımlanan metrikler ne kadar da ayrı görünse de, her birinin bir diğeri ile bağı vardır. Dolayısı ile radyolojik bir sistemde görüntü kalitesi ölçülürken, birbiri ile bağı olan metriklerin de ölçülmesi gereklidir. Başlıca metriklere ek olarak, bulanıklık, sinyal gürültü oranı, kontrast gürültü oranı gibi metrikler de vardır.

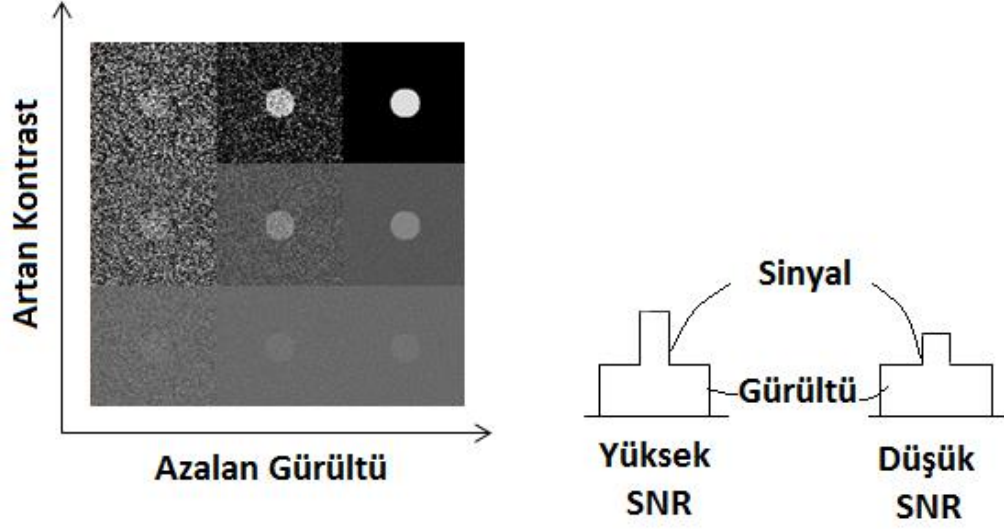
Görüntü kalitesi metriklerinin radyolojik bir sistemlerde nasıl ölçüleceğı 2.6.1, 2.6.2, 2.7, 2.7.1-2.7.5 bölümlerinde anlatılacaktır

2.6.1 Ayırma gücünün ölçülmesi

Yüksek kontrast ayırma gücü görüntüdeki bulanıklığa bağıdır. Ölçülmesinde yüksek kontrasta sahip tungsten veya kurşun şeritlerin yan yana getirildiğı fantomlar kullanılır. Şeritler arası mesafe azaltılarak milimetredeki çizgi çifti sayısı yani frekans artırılır. Görüntü üzerinden yapılan değerlendirmede görülebilen en yüksek frekans belirlenir.

2.6.2 Sinyal gürültü oranı

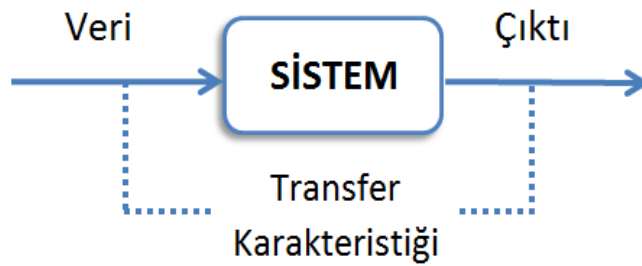
Görüntü kontrastı ve gürültü özellikleri kendi başına önemli olmakla birlikte, bunlar arasındaki oran, görüntü kalitesinin en önemli göstergesidir (Ranger vd. 2007). Sinyal gürültü oranı (*SNR*)'da kontrast ile gürültü arasındaki ilişkiyi gösteren bir metriktir (Şekil 2.12). Bir objenin güvenilir olarak belirlenebilmesi için *SNR*'ın 5'ten büyük olması gerektiğini göstermiştir (Rose 1948). Bu gereklilik Rose kriteri olarak bilinmektedir. *SNR* değeri 5 ten küçük objelerin görüntülenebilmesi de mümkündür ancak dedeksiyon olasılığı %100 den az olacaktır (Mackenzie 2014).



Şekil 2.12 Objelerin dedeksiyonunun, gürültü ve kontrasta bağlılığını gösteren grafik. Azalan gürültü ve artan kontrast ile objelerin dedeksiyonu artmaktadır

2.7 Frekans Uzayında Görüntü Kalitesinin Ölçülmesi

Fiziksel bir sistemin, performansının ölçülmesi için doğrusal sistem teorisi kullanılmaktadır. Burada sistemin performansını belirlemek için girdi olarak verilen bilginin sistem tarafından işlenmesi ile çıkışta elde edilen bilgi arasındaki ilişki belirlenmektedir (Şekil 2.13). Radyolojik görüntüleme sistemlerinde bu teorisin kullanılmaya başlanması ile frekans ortamında yapılan ölçümler önem kazanmıştır.



Şekil 2.13 Doğrusal sistem teorisi ile sistemin transfer karakteristiğinin belirlenmesi.

Görüntüleme sistemini karakterize etmedeki bir yöntem, sistem girdileri ve çıktıları arasındaki ilişkinin sinyal ve gürültü parametreleri cinsinden tanımlanmasıdır.

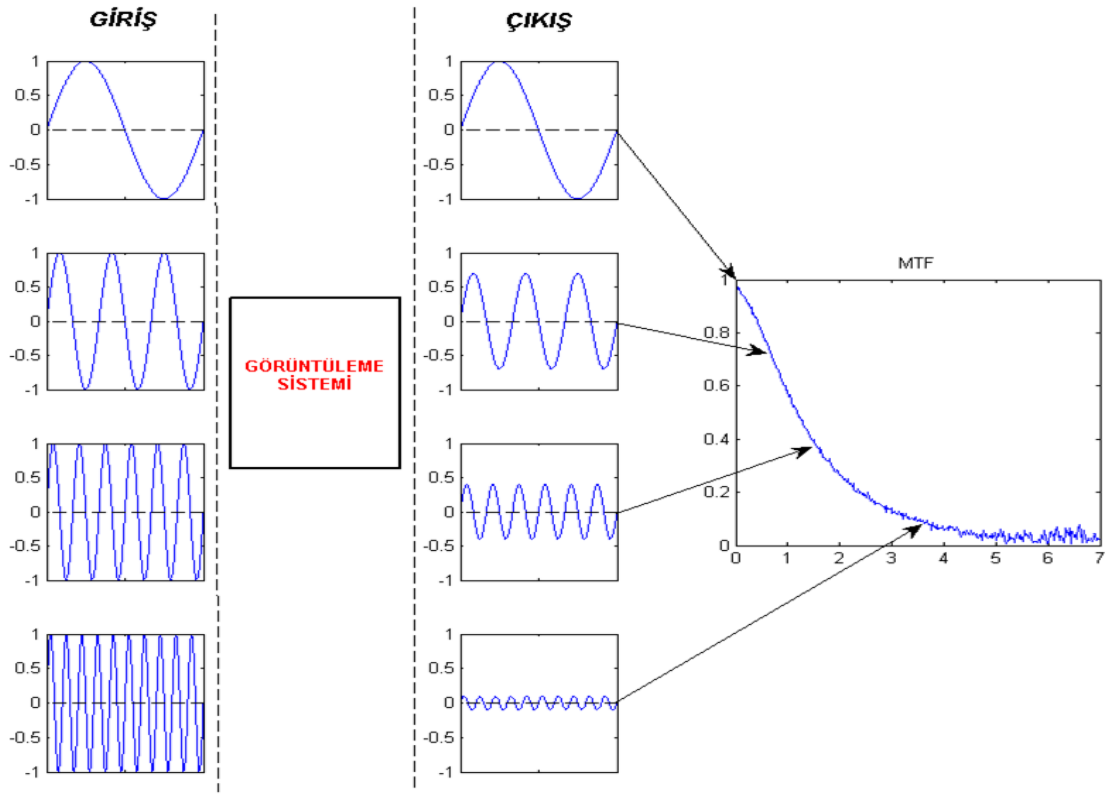
2.7.1 Sinyal transfer özelliği

Normalize gürültü güç spektrumu (NNPS) ve modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) görüntüyü oluşturan piksel değerlerinin, radyasyon dozuyla doğrusal olduğu varsayımı üzerine kurulmuştur. Doğrusallığa uymayan görüntüleme sistemlerinde frekans uzayında yapılacak olan görüntü kalitesi ölçümleri doğru sonuçlar vermeyecektir. Bu yüzden dedektör üzerine düşen dozla, dedektör piksellerinde toplanan sayımlar arasındaki ilişki doğrusal olması gerekir. Görüntü kalitesi ölçümlerinden önce, ilgili sistemin doz yanıtı ölçülmelidir. Sabit bir demet kalitesinde, dedektör dozu her defasında arttırılarak elde edilen görüntüler kullanılarak sistem transfer özelliği (*STP*) saptanır (IEC 2003).

Sistemin doğrusal hale gelmesi için, elde edilen STP denkleminin tersi kullanılarak sistemler doza karşı doğrusal hale getirilir. Böylece görüntüyü oluşturan piksellerdeki değerler sistem üzerine düşen hava kerma (*air kerma, AK*) değerini verecek ve doğrusal hale gelecektir (Rossmann 1969).

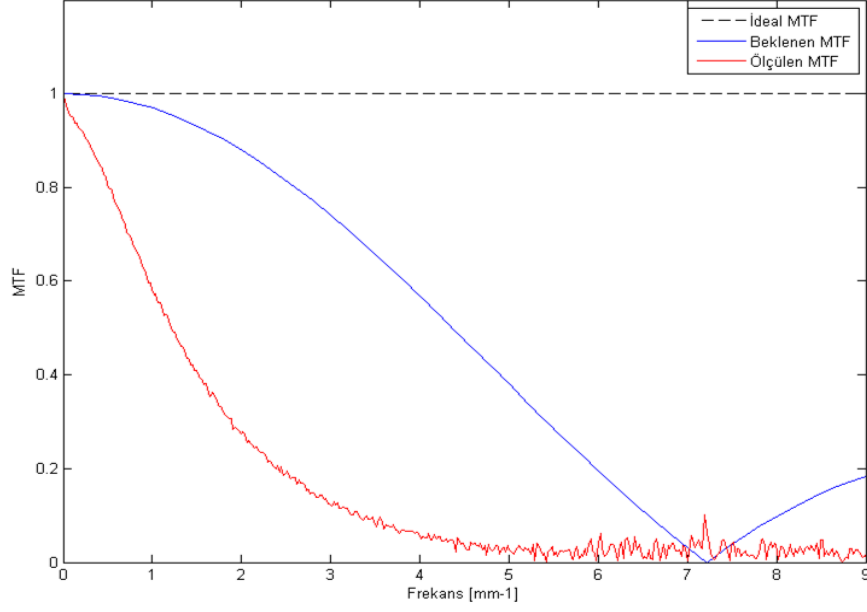
2.7.2 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

Herhangi bir görüntüleme sisteminin ayırma gücü geleneksel olarak, birbirine yakın objelerin ayrı ayrı görüntülenebilme yeteneğidir. Daha kapsamlı bir tanım ise sistemin delta fonksiyonuna olan tepkisinin ölçüsüdür ve bu tepkiye nokta dağılım fonksiyonu (*Point Spread Function, PSF*) denir. Ayırma gücünün frekans ortamında modülasyon transfer fonksiyonunun (MTF) ölçülmesi ile belirlenir. Matematiksel olarak MTF, sisteme girdi olarak verilen sinüzoidal sinyallerin sistem çıkışındaki genlik değişimlerinin belirlenmesidir (Şekil 2.14)



Şekil 2.14 Farklı frekansa sahip sinyallerin görüntüleme sistemi tarafından nasıl geçirildiğini gösterimi. Artan frekans ile sistem tarafından geçirilen genlik azalarak elde edilecektir. Tüm frekanslarda sistem davranışı modülasyon transfer fonksiyonu elde tasfir edilir.

Örnek MTF grafiği Şekil 2.15'teki gibidir. İdeal bir sistemde tüm uzaysal frekanslar aynı genlikte geçirilirken gerçek bir sistemde eğri artan uzaysal frekanslarda azalmaktadır. MTF farklı boyutlardaki, yüksek kontrastlı objelerin ne kadar iyi görüntülendiğini temsil eder. Dolayısı ile MTF kontrast ve ayırma gücünün bir ölçüsüdür (Bushberg vd 2003). MTF eğrisinden çıkarılacak diğer bir anlam ise obje kontrastının sistem tarafından nasıl geçirildiğidir. Örneğin MTF'in %100 olduğu frekanslarda kontrast azaltılmamış ve tam olarak geçirilmiş, benzer şekilde MTF in %50 olduğu frekanslarda kontrast yarıya inmiş olarak gözlenecektir. Dedektörün ayırma gücü sınırı da MTF' in sıfıra düştüğü uzaysal frekans değeridir.



Şekil 2.15 İdeal bir sistem ve gerçekte elde edilen MTF eğrilerinin üst üste gösterimi. Sistemden kaynaklı kısıtlamalardan dolayı idealden uzaklaşılacak ve MTF artan frekansla azalan bir eğri olarak gözükcektir.

Radyolojik bir görüntüleme detektörünün uzaysal ayırma gücü sınırını belirleyen en önemli etken, en küçük fiziksel biriminin boyutu yani piksel boyutudur. Ayırma gücü sınırını gösteren frekans *Nyquist* frekansı olarak adlandırılır ve piksel boyutunun iki katının tersidir. Piksel boyutunun tersi de kesilim frekansıdır ve bu frekanstan yüksek olan frekanslar sistem tarafından geçirilmez. *Nyquist* ile kesilim frekansı arasında kalan frekanslar katlanma etkisi (*Alliasing*) ile düşük frekanslarda gözlemlenir. Katlanma etkisi MTF ölçülmesinde karışıklık yaratan bir etkidir (Morishita vd. 1995) ve kenar fantomunun dedektör dizisine açılı yerleştirilmesi ile katlanma etkisinin etkileri en aza indirgenmektedir (Giger ve Doi 1984). Piksel boyutunun sınırlı uzaysal boyutunun tanımlanmasında (*aperture function*) kullanılır ve $Sinc = \frac{\sin(\pi \cdot x)}{x}$ fonksiyonu ile hesaplanır.

Bulanıklık ve kenar keskinliğinin kaybolması nedeniyle, görüntüleme sistemindeki düşük uzaysal frekansların yüksek uzaysal frekanslara göre iyi geçirilmesi, artan uzaysal frekanslarda MTF in azalmasına neden olur. Geometrik faktörler, odak noktasının sınırlı uzaysal boyutu, görüntüleme detektöründeki ışık dağılımı gibi sebepler görüntüde bulanıklık yaratmaktadır.

Dedektör üzerine düşen radyasyon enerjisinin sistem bileşenleri tarafından işlenerek görüntünün elde edilmesindeki her ara basamakta ayırma gücü etkilenir (Williams vd. 2007).

Hesaplanan modülasyon transferi, sistemin ve hesaplamada kullanılan algoritmanın etkilerini içerir ve Eşitlik 2.6 ile açıklanmaktadır (Greer ve Van Doorn 2000). Sonuç olarak ölçülen MTF ideal MTF'ten daha düşük çıkmaktadır.

$$MTF_{hesaplanan}(f) = MTF_{sistem}(f) * MTF_{algoritma}(f) \quad (2.6)$$

MTF in hesaplanmasında farklı yöntemler kullanılır. Bunlar kenar metodu, yarık metodu ve çubuk desen yöntemleridir. Yarık metodunda, çok dar bir kesite sahip fantom kullanılarak çizgi dağılım fonksiyonu, bu fonksiyonun Fourier dönüşümü alınarak da MTF elde edilir. Kenar metodunda dedektör matrisine açıldırılmış olarak konumlanan keskin bir objenin görüntüsünden kenar dağılım fonksiyonu elde edilir. Bu fonksiyonun türevi alınarak çizgi dağılım fonksiyonu son aşamada da Fourier dönüşümü ile MTF elde edilir. Çubuk desen yönteminde ise belirli frekanslara sahip dikdörtgen çubukların görüntülenmesi ile görüntüde her frekanstaki genlik kaybına bakılarak MTF hesaplanır. Samei (2006) yaptığı bir çalışmada, yarık desen metodunun hizalamaya çok hassas olduğu için kenar metodu kullanılarak görüntüleme dedektörünün performansının ölçülmesinde kullanılmasını önermektedir.

Tez kapsamında kenar metodu kullanılmıştır. Kenar görüntüleme metodunda öncelikle açı bilgisi kullanılarak daha sık örneklenmiş kenar dağılım fonksiyonu (*ESF*) oluşturulur. Kenar dağılım fonksiyonunun türevi alınarak çizgisel dağılım fonksiyonu (*LSF*) bulunur. Çizgi dağılım fonksiyonunun Fourier dönüşümü alınarak, frekans ortamında ayırma gücünü belirleyen bir parametre olan modülasyon transfer fonksiyonu elde edilmektedir (Samei vd. 1998). Yukarıdaki işlem basamakları kullanılarak tek boyutlu *MTF* matematiksel olarak Eşitlik 2.7 kullanılarak hesaplanır (IPEM 2010).

$$MTF(f_x) = FT \{LSF(x)\} = FT \left\{ \frac{d}{dx} [ESF(x)] \right\} \quad (2.7)$$

2.7.2.1 Çizgi dağılım fonksiyonunun bulunması

Kenar görüntüsünün ince örnekleme ile elde edilen kenar dağılım fonksiyonunun türevi çizgi dağılım fonksiyonunu verir. Türev operatörü yüksek frekans geçiren bir filtre olarak davranmakta dolayısı ile ESF'teki dalgalanmaların genliğinin artırarak LSF elde edilmektedir. Daha önceki bir tez çalışmasında (Üncü, 2013) farklı türev operatörlerinin MTF üzerine etkisi incelenmiştir. Bu tezde geliştirilen programda nokta atlamalı türev operatörü kullanılmıştır. Yine de bastırılmak istenen gürültü miktarları ışınlama geometrisine bağlı olarak artmakta ve nihai olarak hesaplanacak MTF'teki sinyal gürültü oranını arttırmaktadır. Bu sebeple LSF'in filtreleme ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Literatürde farklı amaçlar için filtreler mevcut olmakla birlikte en çok kullanılan yöntemler sıfırlama (*zero padding*), kesme (*truncate*) ve pencereleme (*windowing*) işlemleridir. Bu yöntemler matematiksel olarak Eşitlik 2.8, Eşitlik 2.9 ve Eşitlik 2.10'da verilmiştir.

$$LSF(x) = \begin{cases} LSF(x) & ; \quad -L/2 \leq x \leq L/2 \\ 0 & ; \quad -L/2 > x \ \& \ x < L/2 \end{cases} \quad (2.8)$$

$$LSF(x) = LSF(x) ; \quad -L/2 \leq x \leq L/2 \quad (2.9)$$

$$LSF(x) = 0.5 \left(1 - \cos \left(2\pi \frac{x}{N} \right) \right) ; \quad 0 \leq x \leq N, \quad L = N + 1 \quad (2.10)$$

Burada L filtre uzunluğudur.

2.7.3 Gürültü güç spektrumu (NPS)

Görüntüde objeden kaynaklanmayan gereksiz dalgalanmalar anatomik bilgiyi etkiler. Gürültü, konum uzayında standart sapma veya varyans olarak tanımlansa da gürültüyü en iyi gürültü güç spektrumu (NPS) ile karakterize edilir. NPS homojen ışınlanmış bir görüntü kullanılarak hesaplanır. Spesifik bir uzaysal frekanstaki gürültünün genliği farklı frekanslardaki gürültünün karakterizasyonu, gürültü güç spektrumu kullanılarak yapılır. NPS'in integrali alındığında görüntünün varyans değerine eşit olur (Olgar 2007).

Bir noktadaki gürültünün başka bir noktadaki gürültü ile ilişkisine ilintilidir (*correlated*) denilir. NPS'in düz bir çizgi halinde olması ilintisiz (*uncorrelated*), NPS grafiğın azalarak gittiğı durumda ise gürültünün ilintili olduğı anlaşılır.

NPS hesaplanırken homojen ışınlanmış görüntü kullanılır. Frekans uzayında iki boyutlu Fourier dönüşümü ile iki boyutlu gürültü güç dağılımı elde edilir. İki boyutlu gürültü güç dağılımı (Dobbins vd 2006), Eşitlik 2.11 ile verilir.

$$NPS(f_x, f_y) = \lim_{N_x N_y M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M N_x N_y} \sum_{s=1}^M \left| \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)] e^{-2\pi i (f_x x_i + f_y y_j)} \right|^2 \quad (2.11)$$

Burada $I(x_i, y_j)$ gerçek görüntünün x_i, y_j noktasındaki piksel değeri, $S(x_i, y_j)$ görüntüdeki düşük frekanslı ya da homojen olmayan görüntünün (topuk etkisi gibi) gerçek görüntüden ayırmak için uygulanan x_i, y_j noktasındaki değeridir. N_x, N_y görüntünün yatay ve dikey yöndeki piksel değeridir. $\Delta x, \Delta y$ 'de yatay ve dikey yönde piksel boyutunu ifade etmektedir.

NPS genellikle dedeksiyon kuantum verimliliğinin (*DQE*) hesaplanmasında kullanılır. Bunun için NPS doğrusallaştırılmış görüntüdeki ortalama piksel değerinin karesine bölünerek normalize gürültü güç spektrumu (NNPS) elde edilir.

2.7.4 Dedeksiyon kuantum verimliliği (DQE)

MTF ve NNPS ölçümleri kullanılarak elde edilen ve detektöre gelen sinyal gürültü oranının dedekte edilen sinyal gürültü oranı olarak tanımlanan DQE, görüntüleme sisteminin performansını tanımlatan en uygun parametrelerdir. (IEC 2007, Ranger vd 2007, Samei vd 2008, Lança ve Silva 2009). DQE, sistemin görüntüleme performansını ideal gözlemci gözüyle objektif değerlendirmeyi ve farklı sistemler arasındaki karşılaştırmayı sağlar ve Eşitlik 2.12 ile hesaplanır.

$$DQE(f) = \frac{SNR_{çıkış}^2}{SNR_{giriş}^2} \quad (2.12)$$

DQE, sistem çıkışında elde edilen sinyal gürültü oranının, sistemin girişindeki sinyal gürültü oranına bölümüdür. Dedeksiyon kuantum verimliliğinin hesaplanmasında genellikle kullanılan yöntem, modülasyon transfer fonksiyonu ve gürültü güç dağılımının hesaplanması ile Eşitlik 2.13 kullanılarak bulunur.

$$DQE(f) = \frac{MTF(f)^2}{NNPS(f) \cdot q \cdot E} \quad (2.13)$$

2.7.5 Etkin dedeksiyon kuantum verimliliği (eDQE)

DQE ölçümünde, odak noktası bulanıklık etkisi, büyütme etkisi, saçılan radyasyon, grid kullanımı gibi etkiler dikkate alınmaz. Ancak klinik incelemelerde görüntü kalitesini bu etkiler değiştirmektedir. Sistemde var olan bu etkilerin de dikkate alınarak ölçülmesini kapsayan yeni bir metrik olarak etkin dedeksiyon kuantum verimliliği (*Effective Detective Quantum Efficiency, eDQE*) tanımlanmıştır. Dedektör performansı DQE ile ölçülürken, sistem performansı ise eDQE ile ölçülmeye başlanmıştır (Samei vd 2008). Etkin dedeksiyon kuantum verimliliği Eşitlik 2.14 ile hesaplanır.

$$eDQE(f) = \frac{eMTF(f')^2(1 - SF)^2}{eNNPS(f') q E} \quad (2.14)$$

Burada eMTF(f') büyütme düzeltilmesi yapılmış MTF, eNNPS(f') büyütme düzeltilmesi yapılmış NNPS, SF ise saçılan radyasyon kesridir. Saçılan radyasyon genellikle demet durdurma tekniği ile ölçülür.

3. MATERYAL

3.1 Kullanılan Sistemler ve Veri Setleri

Tez kapsamında kullanılan dijital radyoloji, dijital mamografi ve dijital floroskopi sistemleri ve teknik özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Kullanılan sistemler ve teknik özellikleri

| Sistem | *DR1 | DR2 | DR3 | **DM1 | ***DF1 |
|--------------------------|-------------------------|-------------------------------|--------------------------|---------------------------------------|---|
| Jeneratör | GE Silhouette VR | Sedecal SH-80 | Digital Diagnost | Siemens | CPI Indico |
| Jeneratör Tipi | 3 Faz | Yüksek Frekans | 3 Faz | 1-2 Faz 50/60Hz | 3 Faz |
| Güç | 50kW 24V 50/60Hz | 80kW | 80kW/400V | Yüksek Voltaj 5kW | 50kW/ 100kHz |
| kVp/mA | 40-150kV/en fazla 630mA | En Fazla 150kV/ 500-1000mA | En fazla 150kV/ 600mA | 23kVp- 35kVp/en fazla 400mAs | En fazla 150kV/ 25-600mA (Radyografi) |
| X-Işın Tüpü | Varian RAD-12 | Toshiba E7869X | Optimus 80 | Siemens Mammat 1000 | Varian RAD-12 |
| Odak Noktası | 0,6/1,2 | 0,6/1,2 | 0,6/1,2 | 0,3/0,6 | 0,6/1,2 |
| Boyutu (mm) | | | | | |
| Doğal Filtrasyon | > 2,5mm Al @80kVp | 2,0mmAl @75kVp | 2,5mm Al @75kVp | 30µmMo/Mo, 25µmMo/Rh, 50µm W/Rh | 2,5mm Al @80kVp |
| Dijital Dedektör | Carestream DRX-1C | Toshiba FDX4343R | Trixel Pixium 4600 | Inspiration | PaxScan 2520V |
| Dönüştürme Fosforu | CsI(Tl) | CsI(Tl) | CsI(Tl) | a-Se | CsI(Tl) |
| Dedektör Boyutu (cm) | 35x43 | 43x43 | 43x43 | 24x30 | 19.5x24.4 |
| Piksel Boyutu (µm) | 139 | 143 | 143 | 85 | 1x1 Modu(125) 2x2 Modu(250) |
| Nyquist Frekansı [çç/mm] | 3,60 | 3,50 | 3,50 | 5,88 | 1x1Modu: 4 2x2 Modu: 2 |

*DR: Dijital radyoloji sistemi

**DM: Dijital mamografi sistemi

***DF: Dijital floroskopi sistemi

Geliştirilen yazılım kütüphanelerinin standart görüntülerle test edilmiştir. Bunun için kantitatif görüntüleme ve bununla ilişkili ileri görüntüleme tekniklerinin araştırılması için kurulan Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories (<http://railabs.org/about.html>, 2015)'den görüntüler temin edilmiştir. MTF algoritmalarının test edilmesi için 2° açılardırılmış gürültüsüz ideal kenar görüntüsü, Gauss gürültüsü eklenmiş ideal kenar görüntüsü, %10, %30 ve %50 Gauss biçimli parıldama (*glare*) etkisi dahil edilmiş ideal kenar görüntüleri vardır. Parıldama etkisi bu çalışmada, dijital dedektörün fosfor tabakasındaki ışık dağılımı olarak tanımlanmıştır (Shen, Bloomquist vd. 2006).

NPS analizi için ise 512x512 boyutunda little-endian (görüntü baytları okunurken en küçük değerdeki bayt ilk önce okunur) görüntü formatında, ortalama piksel değeri 10000 olan gürültüsüz homojen görüntü ve varyans değeri 100 olan ilintisiz gürültü içeren görüntüler vardır. Verilerin özellikleri ve Çizelge 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories'den temin edilen görüntüler için tanımlanmış isimler ve görüntülerin özellikleri

| Görüntü | Görüntü Boyutu | Kenar Açısı | Gürültü | Parıldama (%) |
|---------|----------------|-------------|---------------|---------------|
| *KG 1 | 512x512 | 2° | --- | --- |
| KG 2 | 512x512 | 2° | Gaussyen | --- |
| KG 3 | 512x512 | 2° | Gaussyen | 10 |
| KG 4 | 512x512 | 2° | Gaussyen | 30 |
| KG 5 | 512x512 | 2° | Gaussyen | 50 |
| **KNG 1 | 512x512 | --- | --- | --- |
| KNG 2 | 512x512 | --- | Varyans = 100 | --- |
| KNG 3 | 512x512 | --- | Varyans = 100 | --- |

*KG: Kenar görüntüsü

**KNG: Kusursuz gürültü görüntüsü

3.2 Dozimetrik Sistem

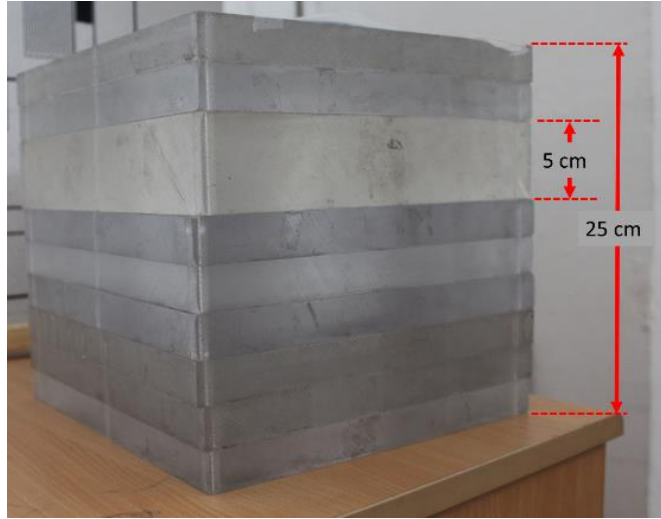
Yapılan çalışmalarda radyasyon dozu ölçümlerinde Şekil 3.1’de görülen Radcal Accu ProTM marka radyasyon ölçüm seti kullanılmıştır. Tez kapsamında; 10x6-6 (6cc), 10x6-60 (60cc), 10x6-6M (6cc mamografik) iyon odaları, sayısallaştırıcı ve gösterge ünitesi kullanılmıştır. İyon odaları, $\pm\%4$ doğruluk ve $\pm\%5$ enerji bağımlılığına sahiptir. 10x6-6 ve 10x6-6M numaralı iyon odaları 100nGy- 700Gy, 10x6-60 numaralı iyon odası 10nGy- 70Gy aralığında radyasyon dozu ölçebilir.



Şekil 3.1 Kullanılan Radcal marka dozimetrik sistem seti.

3.3 PMMA Fantomları

Radyolojide kullanılan fantomlar genel olarak insan vücudunu temsil eden araçlardır olmakla beraber çoğu durumda insan vücudunun belirli bir kısmını temsil ederler. Fiziksel yoğunluğu (ρ) ve etkin atom numarası (Z_{eff}) belirlenmesi çoğu durumda doku eşdeğerliliğinin ölçülmesi için yeterlidir. Ancak radyolojik özellikleri bakımından elektron yoğunluğu (ρ_e) kütle enerji soğurma katsayısı (μ/ρ) gibi parametreler de belirlenmelidir (DeWerd ve Kissick2014). Tez kapsamında doku eşdeğeri ve saçıcı olarak, 30,5x30,5x2,54cm ebatlarında 8 adet ve 30,5x30,5x5,08cm ebatlarında 1 adet PMMA (*polymethly methacrylate*) fantomları kullanılarak, görüntü kalitesi, sinyal transfer özelliği ölçülmesi ve algoritmaların gürültüye olan değerlendirilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 Kullanılan PMMA blokları

3.4 Demet Kalitesi Filtreleri

Dijital dedektör performansları ve görüntü kalitesinin belirlenmesinde standart demet kaliteleri kullanılmalıdır. Radyolojik ve mamografik sistemleri için IEC'nin tanımladığı standart demet kaliteleri tablolarla verilmiştir. Bu amaçla tüp çıkışına ilgili demet kalitesi için tanımlanmış kalınlıkta, x-ışın alanını tam olarak kaplayacak şekilde alüminyum tabakalar yerleştirilmiştir.

Çizelge 3.3 Radyolojik sistemler için kullanılan demet kaliteleri ve özellikleri

| Radyasyon Kalite No | Tüp Gerilimi [kV] | Ek Filtre [mm Al] | Yarı Değer Kalınlığı [mm Al] |
|---------------------|-------------------|-------------------|------------------------------|
| RQA 5 | 70 | 21,0 | 7,1 |
| RQA 7 | 90 | 30,0 | 9,1 |
| RQA 9 | 120 | 40,0 | 11,5 |

Çizelge 3.4 Mamografik sistem için kullanılan demet kalitesi ve özellikleri

| Radyasyon Kalite No | Tüp Gerilimi [kV] | Filtre Kalınlığı [mm] | Ek Filtre [mm Al] | Yarı Değer Kalınlığı [mm Al] |
|---------------------|-------------------|-----------------------|-------------------|------------------------------|
| Mo/Mo (RQA-M2) | 28 | 0,032 | 2 | 0,600 |

3.5 Kenar Fantomu

Ayırma gücünün hesaplanmasında kenar görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Bu amaçla Gammex marka; eni, boyu ve kalınlığı 75mmx75mmx1mm olan tungsten fantomu kullanılmıştır (Şekil 3.3). Gammex setinde, iç kısmı 5° ve 7° olarak açıldırılmış iki adet akrilik hizalama aracı mevcuttur.

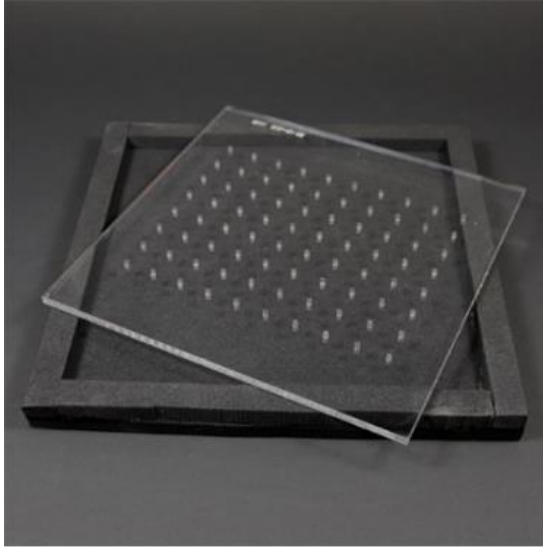


Şekil 3.3 Gammex marka 1mm kalınlığındaki W fantomu ve kenar açısının ayarlanması için kullanılan hizalama araçları

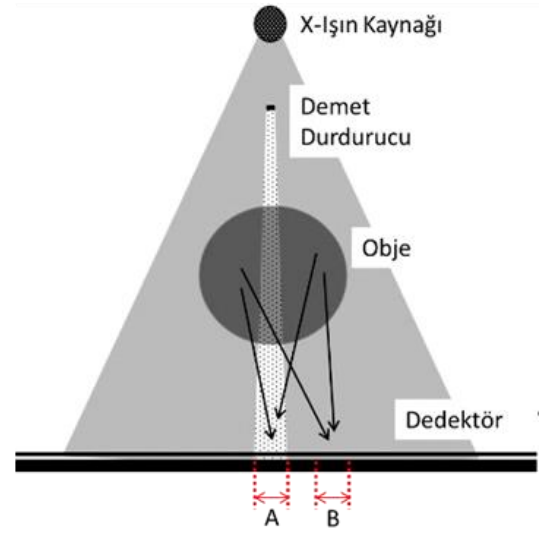
3.6 Demet Durdurucu

Saçıcı ortamın varlığında saçılan radyasyon miktarının ölçülmesi için kullanılan fantomdur. Fantom içerisinde 6mm kalınlığında 80 adet 3mm çapında kurşun silindirler bulunur. Demet durdurucu fantomu (*beam stop phantom*) üzerine gelen primer demetteki x-ışınları durdurarak görüntüde kurşun silindirlerin altındaki bölgede sadece saçılarak gelen ışınların olmasını sağlar. Saçılım kesri (*scatter fraction, SF*), STP denkleminin tersi kullanılarak doğrusal hale getirilmiş görüntüler üzerinden Şekil 3.4'te A ve B bölgelerinde çizilen ilgi alanlarının ortalama piksel değerleri oranlanarak bulunmuştur (Eşitlik 3.1).

$$SF = \frac{A_{ort.piksel}}{B_{ort.piksel}} \quad (3.1)$$



(a)

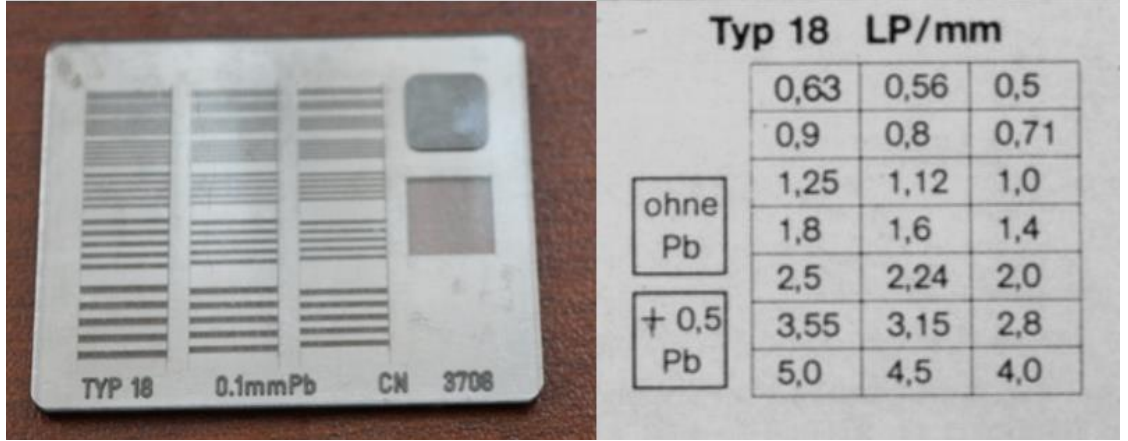


(b)

Şekil 3.4 (a) Demet durdurma fantomu. (b) Saçılım kesri hesabında kullanılan ortalama piksel değeri bölgeleri

3.7 Yüksek Kontrast Test Objesi

Leeds Test Objects firması tarafından, yüksek kontrast objelerin temsili için tasarlanmış, uzaysal frekansları 0,5çç/mm ile 5çç/mm aralığında değişen kare dalga desenleri mevcuttur. Fantomdaki her çizgi çiftinin frekansı değeri Şekil 3.5'te verilmiştir.



Şekil 3.5 Yüksek kontrast test objesi ve çizgi çiftlerinin kare dalga frekansları

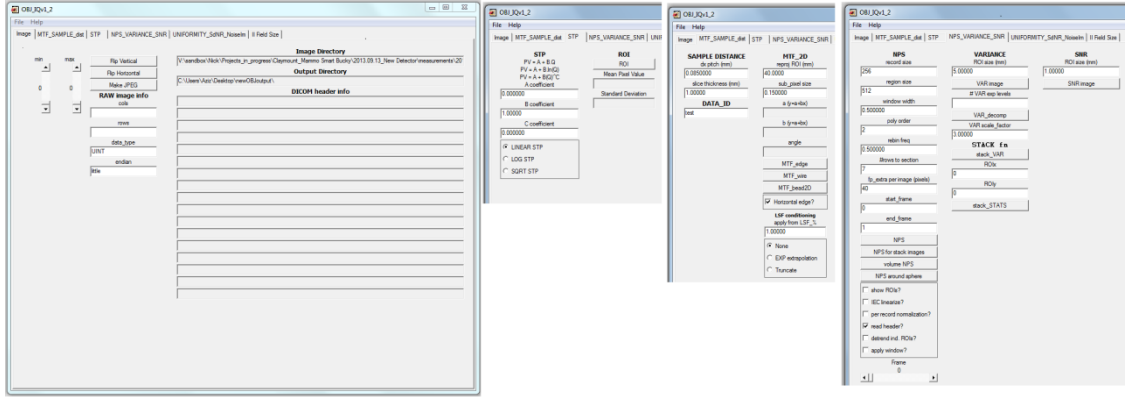
3.8 Kullanılan Yazılımlar

3.8.1 MATLAB™ yazılımı

Proje kapsamında lisansı satın alınan 2009b ve daha sonra gelen güncelleme ile 2012b sürümlerinde mevcut olan görüntü işleme ve sinyal işleme araç kutuları (*toolbox*) kullanılmıştır. Tez kapsamında hazırlanan yazılım kütüphanelerinin tümü MATLAB™ programı kullanılarak hazırlanmıştır. Ayrıca MATLAB yazılımında mevcut, kullanıcı arayüzü geliştirme araç kutusu olan GUIDE (Graphical User Interface Design Environment) kullanılarak NBEGKY v2.0 ana arayüz tasarımı, farklı amaçlar için geliştirilen araçların arayüz tasarımları yapılmıştır. Gerek duyulan yerlerde *Programatic GUI* opsiyonu kullanılarak NBEGKY v2.0 kullanıcı arayüzü iyileştirilmiştir.

3.8.2 OBJ_IQ yazılımı

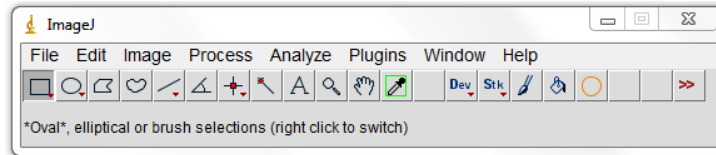
NHS Breast Cancer Imaging Programı kapsamında geliştirilmiş, kantitatif görüntü kalitesi parametreleri olan MTF ve NPS hesaplamaları, ayrıca sinyal gürültü oranı, varyans görüntüsü ve dedektör homojenite bozukluklarının hesaplanabildiği araçları içeren bir yazılımdır. OBJ_IQ yazılım arayüzü Şekil 3.6'de görüldüğü gibidir.



Şekil 3.6 OBJ_IQ yazılımı ve görüntü kalitesinin hesaplanmasında kullanılan modüller

3.8.3 ImageJ yazılımı

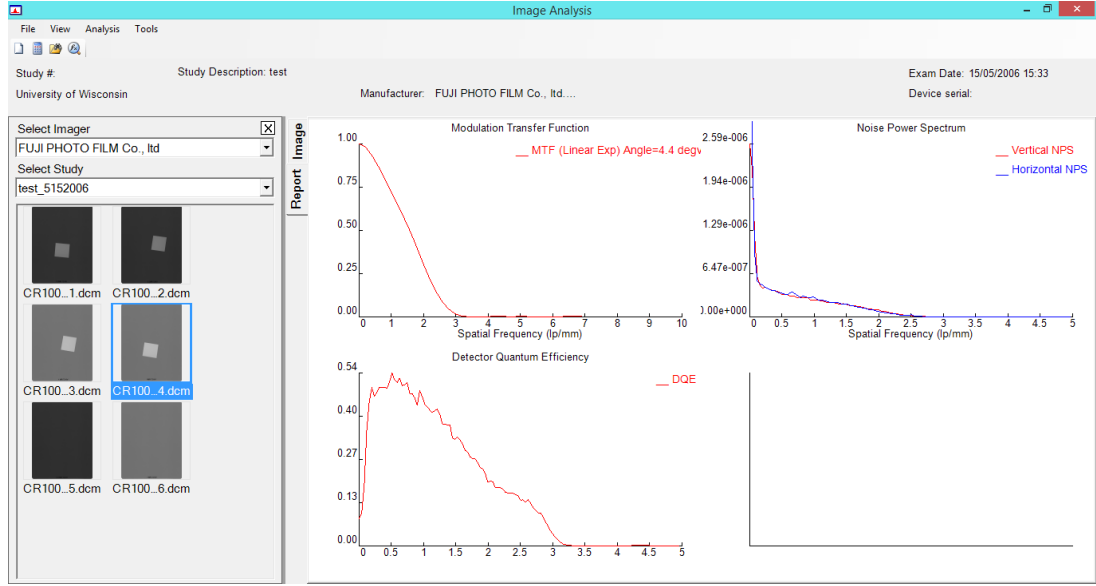
Java tabanlı, National Institute of Mental Health (NIMH) tarafından geliştirilmiş açık kaynak kodlu bir görüntü işleme yazılımıdır. Program 8,16 ve 32 bit TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS ve ham (*raw*) görüntü formatlarını düzenleme, analiz etme ve işleme yapabilir. Program arayüzü Şekil 3.7'te görüldüğü gibidir. Tez kapsamında MTF kenar açısının elle hesaplanması, görüntülerin analizi, histogramı eşitlemesi gibi işlemler için kullanılmıştır.



Şekil 3.7 ImageJ yazılım arayüzü

3.8.4 Edge Tool Image Analysis yazılımı

Edge Tool Image Analysis yazılımı, Gammex firması tarafından radyografik görüntüleme sistemlerinde, MTF, NPS ve DQE hesaplanması için geliştirilmiş lisanslı bir yazılımdır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Edge Tool Analysis yazılımı ve örnek olarak hesaplanmış MTF, NPS ve DQE grafikleri

3.8.5 XCOMP5R spektrum programı

DQE ve eDQE hesaplanmasında kullanılan SNR_{in} değerleri XCOM5R yazılımında hesaplanmıştır. Yazılım: alüminyum ve bakır değeri olarak HVL, hava kerma/mAs, foton/(mAs.mm²) değerlerini hesaplayabilmektedir. Hesaplama parametreleri olarak kVp, anot açısı, mesafe, kalınlığına göre 8 adet soğrucu materyal (Be, Al, Cu, Sn, PMMA, su ve transformator yağı) kullanıcı tarafından seçilmelidir. Örnek spektrum Şekil 3.9'da verilmiştir.



(a)

(b)

Şekil 3.9 (a)XCOMP5R programında RQA5 demet kalitesi için hesaplanan parametreler (b) Elde edilen spektrum

4. YÖNTEM

Bu bölümde görüntü kalitesi metriklerinin hesaplanmasında kullanılan matematiksel eşitlikler, metriklerin hesaplanmasında kullanılan algoritmalar, görüntüleme sistemlerinden görüntülerin elde edilmesi için kullanılan geometriler anlatılmıştır. Dijital sistemler için görüntü kalitesi metrikleri hesaplanmadan önce, jeneratör, dijital dedektör ve otomatik ışınlama kontrolünün (*automatic exposure control, AEC*) kalite kontrol testleri yapılmış ve uygun uluslararası kuruluşlarca belirlenmiş olan kabul sınırlarının içinde oldukları belirlenmiştir. Bu testler, tez kapsamı dışında olduğu için bu Bölümle yer verilmemiştir.

Tez kapsamında oluşturulan yazılım kütüphanelerinin test edilmesi için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesinde bulunan dijital radyolojik görüntüleme sisteminden (DR1) ve dijital floroskopi sisteminden (DF1) alınan görüntüler kullanılmıştır. Görüntü kalitesinin hesaplanmasında oluşturulan algoritmaların test edilmesi için, homojen gürültüye sahip görüntüler ve kenar görüntüleri Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories'den temin edilen simüle edilmiş görüntüler kullanılmıştır. Kenar açısının otomatik olarak bulunmasında kullanılan yöntemlerin test edilmesi için, farklı açılarda gürültüsüz, kenar görüntüsü bilgisayar ortamında oluşturulmuştur.

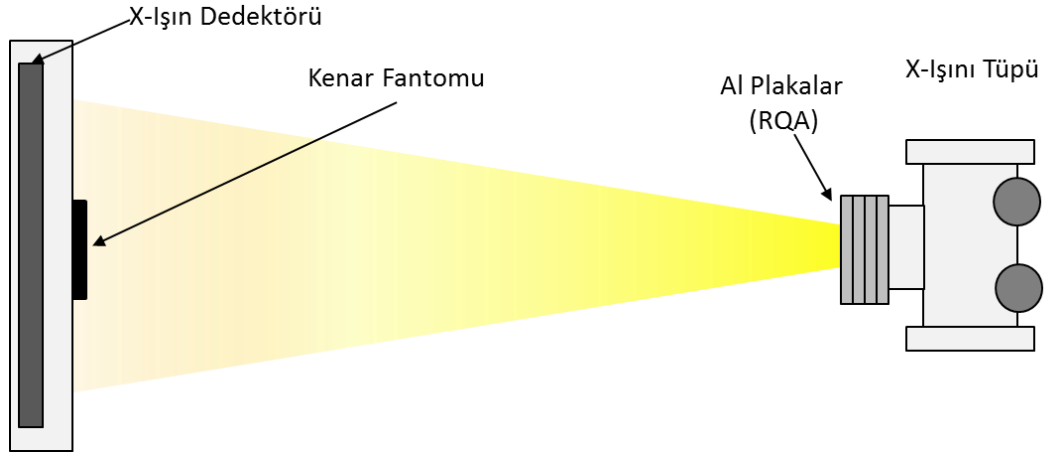
Farklı sistemlerin yazılım kütüphanelerine olan etkisinin incelenmesi için ise hastanelerde kurulu sistemlerden alınan radyolojik ve mamografik görüntüler kullanılmıştır (DR2, DR3, DM1). IEC 62220-1 ve 62220-1-2 numaralı standartlarında ve IPEM 2010 protokolünde belirtildiği gibi, analizlerin yapılacağı görüntüler, işlenmemiş ham (*raw*) görüntüler olup, kazanç ölü piksel ve kayma (offset) düzeltmeleri yapılmıştır.

4.1 Görüntü Kalitesinin Frekans Uzayında Karakterizasyonu

4.1.1 Işınlama geometrileri

4.1.1.1 Dijital radyoloji sistemi IEC ışınlama geometrisi (IG1)

Radyolojik sistemde dijital dedektör performansının belirlenmesi için IEC standardna uygun ışınlama geometrisi kurulmuştur. IEC’de belirtildiği üzere odak dedektör mesafesi (ODM) 150cm den fazla olacak şekilde, ODM 180cm olarak ayarlanmıştır. Demet kalitesine bağlı olarak tüp çıkışına alüminyum plakalar yerleştirilmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 IEC 62220-1 ışınlama geometrisi

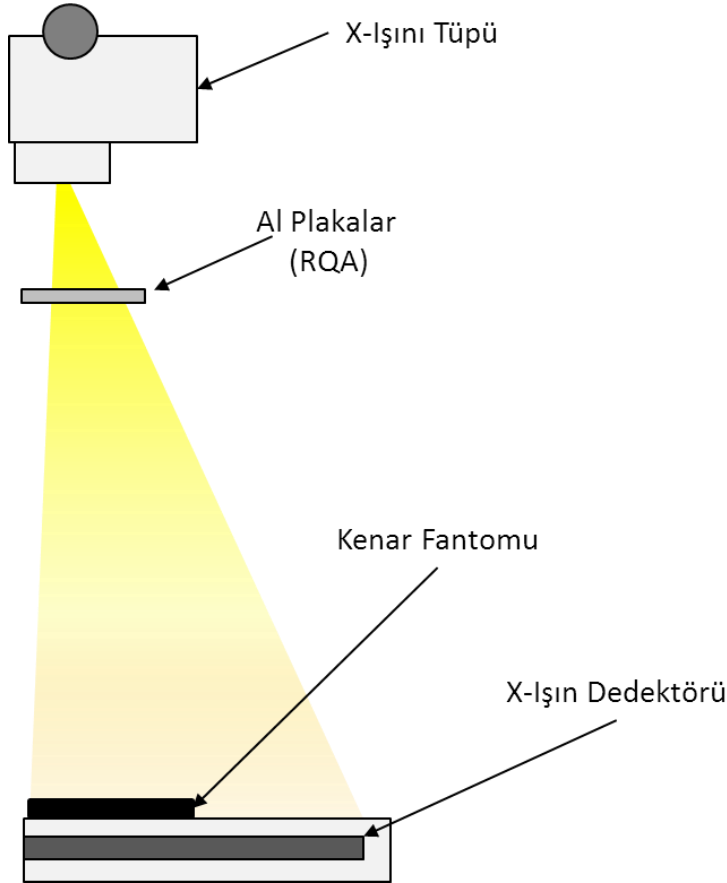
Doz okuması iki şekilde yapılmıştır. İlki 10x6-6 model iyon odası, dijital dedektörden 30cm geride, odak noktası ile dijital dedektör arasına yerleştirilmiştir. Dijital dedektör üzerindeki doz, iyon odasından okunan değer ters kare faktörü ile $(150/180)^2$ düzeltilerek bulunmuştur. İkinci yöntem olarak 10x6-60 model iyon odası duvar bucky içine yerleştirilerek dijital dedektör üzerindeki doz direkt olarak ölçülmüştür.

MTF hesaplanması için kenar fantomu dedektör bucky üzerine 3° - 5° aralığında açılı olarak yerleştirilmiştir. STP ve NPS görüntüleri dedektör üzerinde hiçbir fantom olmadan homojen olarak ışınlanmış görüntülerden elde edilmiştir.

4.1.1.2 Dijital mamografi sistemi IEC ışınlama geometrisi (IG2)

Mamografi sisteminde dijital dedektör performansının belirlenmesi için IEC standardına uygun ışınlama geometrisi kurulmuştur. IEC’de belirtildiği üzere odak dedektör mesafesi (ODM) 60cm-70cm aralığında olacak şekilde ODM 65cm olarak ayarlanmıştır. Demet kalitesine bağlı olarak tüp çıkışına alüminyum plakalar yerleştirilmiştir.

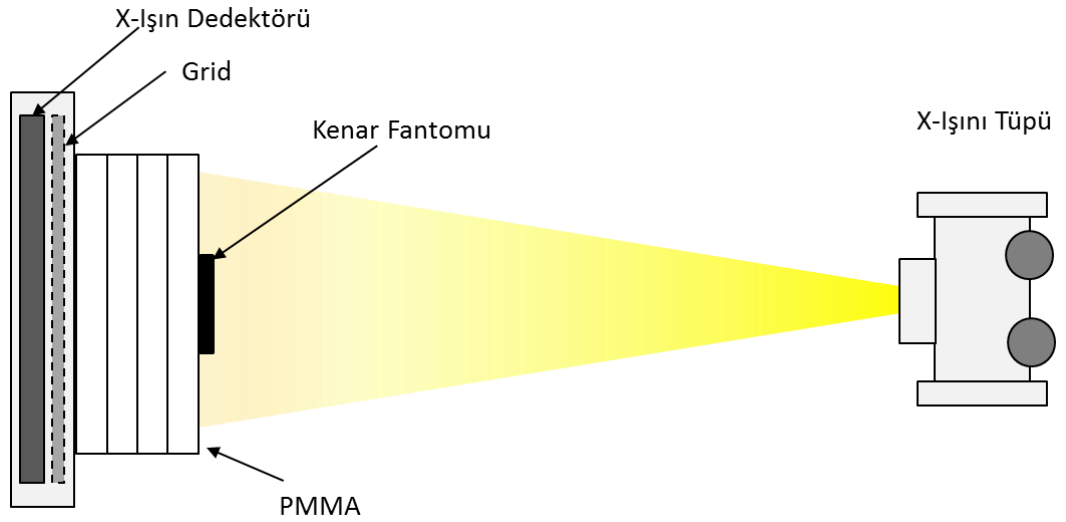
Doz okumaları 10x6-6M model iyon odası, dijital dedektörden 4,5cm geride odak noktası ile dijital dedektör arasına yerleştirilmiştir. Dijital dedektör üzerindeki doz iyon odasından okunan değer in ters kare faktörü ile $(60,5/65)^2$ düzeltilerek bulunmuştur. MTF hesaplanması için 0,8mm kalınlığında çelik kenar fantomu dedektör bucky üzerine 1°-3° aralığında açılı olarak yerleştirilmiştir. STP ve NPS görüntüleri dedektör üzerinde hiçbir fantom olmadan homojen olarak ışınlanmış görüntülerden elde edilmiştir.



Şekil 4.2 Dijital Mamografi sistemi IEC ışınlama geometrisi

4.1.1.3 Dijital radyoloji sistemi eDQE ışınlama geometrisi (IG3)

Dijital radyolojik görüntüleme sistemleri için klinik incelemelerde hastadan saçılan radyasyon, odak noktasının sınırlı uzaysal boyutu, hasta kalınlığından ileri gelen büyütme faktörü gibi etkenlerin de dahil edildiği metrik olan eDQE'nin ölçülmesi için IG3 geometrisi kullanılmıştır. Diğer geometrilere farklı olarak tüp önünde ilave filtre yoktur ve hastaların temsili olarak 5-25 cm aralığında, her seferinde PMMA kalınlığı 5cm arttırılarak duvar bucky'si önüne yerleştirilmiştir. MTF ölçümü için kenar fantomu PMMA ile odak noktası arasına, PMMA yüzeyine 3° - 5° arasında açı verilerek yerleştirilmiştir. Her bir kalınlık için STP ve NNPS görüntüleri, üzerinde fantom yerleştirilmeden homojen olarak ışınlanmış görüntülerden hesaplanmıştır. Saçılan radyasyon miktarının belirlenmesi için demet durdurma fantomu (*beam stop*) her kalınlık için PMMA yüzeyine yerleştirilmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 eDQE geometrisi

4.1.2 Görüntü doz ilişkisinin çıkarılması ve doğrusallaştırılması

Görüntü kalitesi hesaplamaları yapılmadan önce sistemin doz yanıtı doğrusal olmalıdır. Sistemin doz yanıtının belirlenmesi için, sabit geometri ve enerji için geniş bir doz aralığında (dedektörün doyuma ulaşmayacağı) homojen görüntüler alınır.

Radyolojik sistem için görüntülerin merkezinde 20mmx20mm boyutundaki ilgi alanının ortalama piksel değeri bulunur. Mamografik sistemler için ise uluslararası kuruluşlarca önerilen 100x100 piksellik bir bölgeden ortalama piksel değeri bulunur. Ardından doza karşı ortalama piksel değeri çizilerek dedektör doz yanıtı bulunur. Günümüzdeki dijital sistemlerde doğrusal, logaritmik ve üstel doz yanıtları mevcuttur (Mackenzie 2014). Sistemler için doz yanıtlarının (STP) tanımlandığı denklemler ve sistemin doğrusal hale getirilmesi için bu denklemlerinin tersi Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Sistem yanıtları ve ilgili sistemden elde edilen görüntülerin doğrusal hale getirilmesi için kullanılan sistem yanıtlarının tersi

| Sistem Yanıtı | Sistem Yanıtının Tersi |
|--------------------------|--|
| $P = a \cdot K + b$ | $K = \frac{P-b}{a}$ |
| $P = a \cdot \ln(K) + b$ | $K = e^{\left(\frac{P-b}{a}\right)}$ |
| $P = a \cdot K^b + c$ | $K = \left(\frac{P-c}{a}\right)^{1/b}$ |

Burada; P piksel değerini, K dedektör doz değerini, a,b ve c uyarlanan eğrinin katsayılarıdır. Hesaplamaların yapılacağı görüntülere uygulanan bu düzeltme ile oluşan yeni görüntülerdeki piksel değerleri dedektör dozunu verecektir.

STP katsayılarını otomatik olarak hesaplayan *STPTool* tez kapsamında oluşturulmuştur (EK 1). Tüm sistemler için katsayılar oluşturulan bu yazılımla bulunmuştur. Aynı analiz Image J yazılımı kullanılarak tekrarlanmıştır.

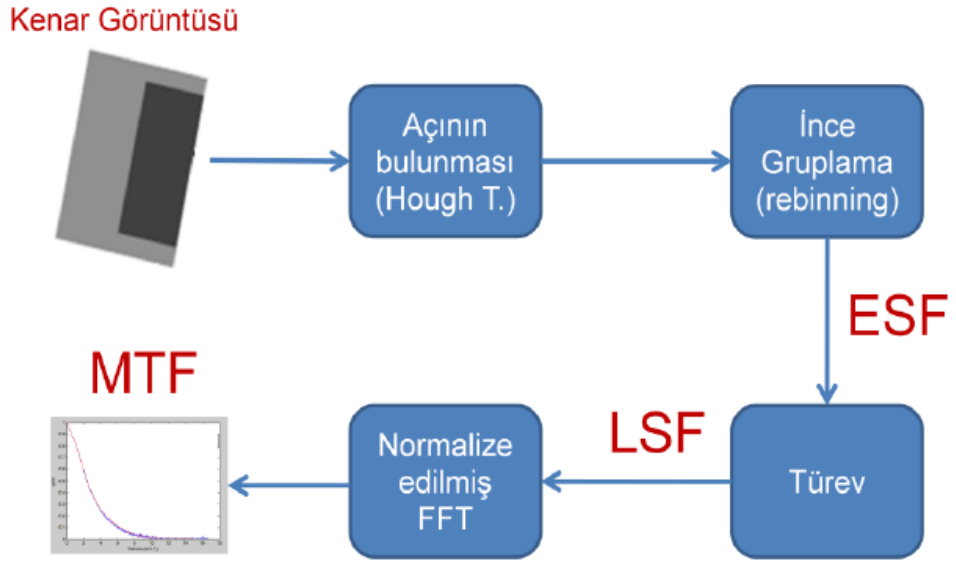
4.1.3 Modülasyon transfer fonksiyonunun hesaplanması

Görüntü kalitesi metriklerinden olan ayırma gücünün ölçülmesi için MTF kullanılmaktadır. Kenar fantomunun görüntülenmesi yönteminde standart olarak IEC algoritması kullanılmakla beraber, MTF ölçümleri standartlaştırılmadan önde farklı basamaklara sahip algoritmalar mevcuttur. Burada IEC ye alternatif olarak Samei'nin geliştirdiği yöntem de tanıtılacak (Samei vd 1998) ve her iki yöntem için algoritma basamakları üzerinde durulacaktır.

Yapılan analizlerde, elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması için, Nyquist kesme frekansına kadar olan bölgede eğrinin altında kalan alan hesaplanmıştır. Elde edilen eğride Nyquist frekansında bilgi noktası yoksa, doğrusal aradeğerleme yöntemi ile ilgili frekanstaki MTF değeri bulunmuştur. Elde edilen alan değeri, karşılaştırılma yapılabilmesi için ilgili sistemin Nyquist frekansına bölünerek normalize edilmiştir. Eşitlik 4.1 kullanılarak hesaplanan bu değere, normalize edilmiş integral MTF ($iMTF_n$) denilmiştir. İdeal bir sistem için $iMTF_n$ değeri 1 olacaktır. Ancak farklı etkilerden dolayı $iMTF_n$ değeri 1 den küçük bulunmaktadır.

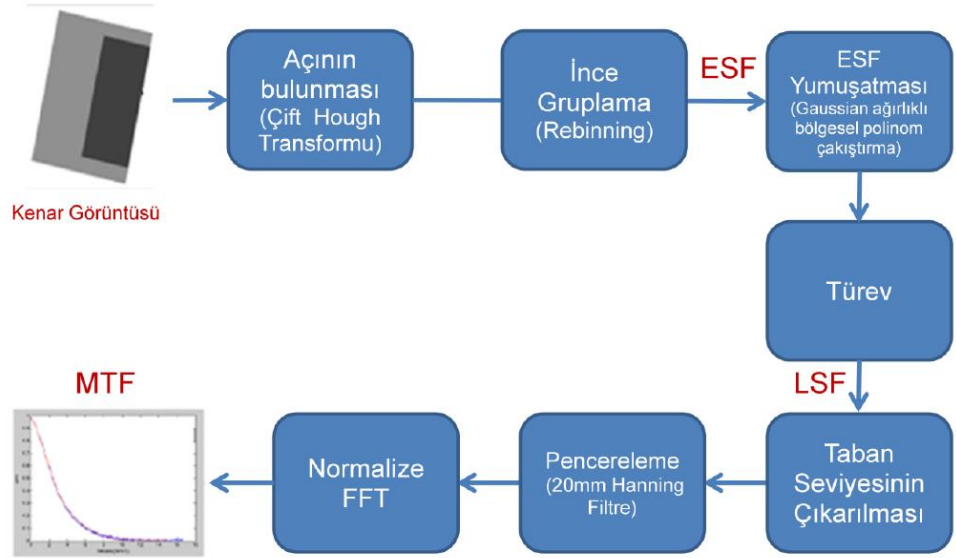
$$iMTF_n = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} MTF(f)_i \cdot (f_{(i+1)} - f_i)}{F_N} \quad (4.1)$$

IEC'nin tavsiye ettiği yöntemde, ilk olarak belirli boyutlardaki bir test objesinin görüntüsü alınır. Boyutları standartlaştırılmış bir ilgi alanı kullanarak kenar görüntüsünden analizin yapılacağı kenar görüntüsü alınır. Kenar açısının bulunması ile ince gruplama yapılır ve kenar dağılım fonksiyonu bulunur (*edge spread function, ESF*). ESF'e yumuşatma uygulanarak türevi alınır ve çizgi dağılım fonksiyonu (*line spread function, LSF*) bulunur. Sonrasında bu fonksiyonun Fourier dönüşümü alınarak MTF elde edilir. Son aşamada ise, MTF ilk frekanstaki genlik değerine normalize edilerek bulunur. IEC için tanımlanan algoritma Şekil 4.4 özetlenmiştir.



Şekil 4.4 IEC'nin tavsi ettiği MTF hesaplanmasında kullanılan adımlar (IEC 2003)

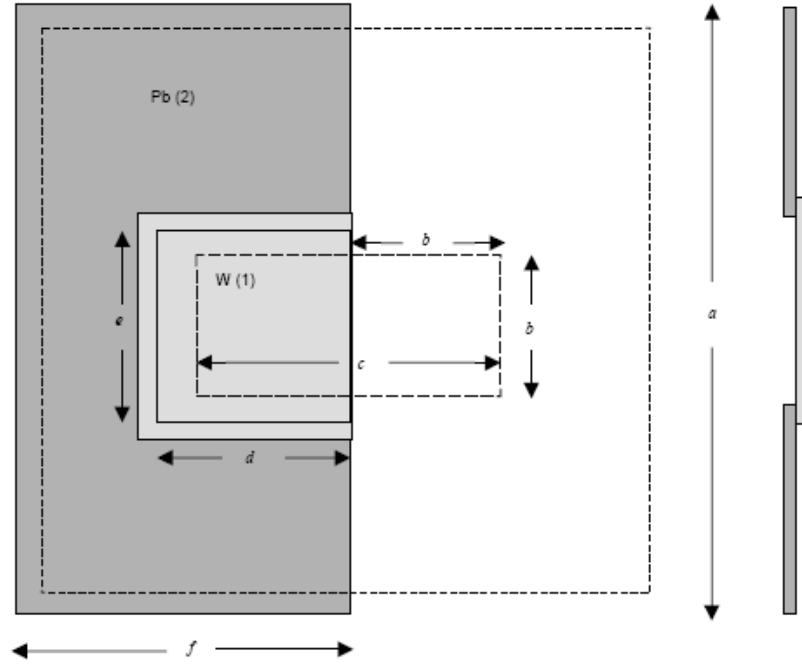
Samei'nin önerdiği yöntemin algoritması ise Şekil 4.5'te verilmiştir. İki yöntem karşılaştırıldığında, görüntülerin elde edilmesinde bir farklılık olmamakla birlikte MTF hesaplanmasında kullanılan ara basamaklarda ve MTF'teki gürültünün azaltılması için kullanılan filtrelerde farklılıklar mevcuttur.



Şekil 4.5 Samei MTF yönteminde izlenen adımlar (Samei vd 1998)

4.1.3.1 Kenar görüntüsünün alınması

Görüntüler alındıktan ve doğrusal hale getirildikten sonra IEC'nin önerdiği şekilde görüntü üzerinden ilgi alanı seçilerek kenar görüntüsü oluşturulmuştur. Tavsiye edilen boyutlar Şekil 4.6'teki gibidir. Burada a, b, c, d, e ve f uzunlukları sırasıyla 200 mm, 50 mm, 100 mm, 70 mm, 90 mm ve 100 mm'dir.



Şekil 4.6 Açilandırılmış yerleştirilen kenar fantomu görüntüsünden seçilen ilgi alanı (IEC 2003)

4.1.3.2 Kenar açısının hesaplanması

Kenar görüntüsünün oluşturulmasından sonra kenar açısının yazılan program tarafından otomatik olarak hesaplanması istenir. Bu işlem Hough, çift Hough, Radon dönüşümleri ve eğri uyarlama gibi çeşitli yöntemlerle yapılabilir. Kenar açısının bulunması için Hough, çift Hough dönüşümleri ve kenara eğri uyarlama yöntemlerini içeren MATLAB fonksiyonu oluşturulmuştur.

Her yöntemde ilk önce kenar görüntüsünün türevi alınır. Böylece görüntünün her satırında, kenarın geçtiği piksellerde 1, diğer piksellerde ise 0 değeri atanarak ikili bir görüntü (*binary image*) oluşturulur.

Hough dönüşümünde kenara denk gelen her pikselden farklı açılarda eğriler geçirilir. Her bir eğri polar koordinat sisteminde merkeze olan uzaklık (ρ) ve y-ekseninde olan açı (θ) ile tanımlanabilir. Her pikselden geçebilecek olan eğriler ρ - θ matrisinde toplanır. Böylece tüm kenar boyunca her pikselden geçen ortak tek bir eğri olduğu için matrisin maksimum değerinden eğim açısı bulunur.

Çift Hough dönüşümünde ise ilk önce tam sayılardaki açı değerlerinde tarama yapılarak kenar açısı bulunur. Ardından bulunan açığa $\pm 2^\circ$ derece tarama aralığı verilerek işlem tekrarlanır.

Kenar bölgesine eğri çakıştırma yönteminde ikili görüntü üzerinde kenarın geçtiği piksel değerine doğrusal bir polinom çakıştırılarak eğrinin eğiminden (m) kenar açısı (θ), $\theta = \tan^{-1}(m)$ şeklinde hesaplanır.

4.1.3.3 Kenar dağılım fonksiyonunun bulunması

Kenar dağılım fonksiyonu (*Edge Spread Function, ESF*), kenar görüntüsünden seçilen ilgi alanı içerisinde hesaplanır. Bunun için ilgi alanı içerisindeki herhangi bir satırdan yararlanılabilir. Böylece sistemin ayırma gücü metriği olan MTF hesaplanabilir. Tek bir satırın kullanılması durumunda ESF teki örnek sayısı ilgi alanındaki profilde bulunan piksel sayısı kadar olacaktır. ESF'teki örnek sayısının artırılması ve sistemin kesilim frekansına kadar olan frekansları sistemin nasıl geçirdiğinin ölçülmesi için ince örnekleme (*binning*) kullanılır.

Kenar fantomunun açılı olarak yerleştirilmesinin sebebi budur. İnce örnekleme başka bir deyişle her satırdan elde edilen profillerin kenar açısının bulunması ile daha sık örneklenmiş ESF'in elde edilmesi işlemidir.

İnce örneklemenin ilk aşaması kenar açısının bulunmasıdır. Böylece ilgi alanı içerisindeki her bir pikselin kenar açısına olan uzaklığı $s(i,j)=p(j\cos\alpha - isin\alpha)$ eşitliği ile bulunur. Burada i ilgi alanındaki satır numarası, j ilgi alanındaki sütun numarası, p piksel boyutu (mm cinsinden) α ise kenarın derece olarak açısıdır.

Kenara olan uzaklık değerleri polar koordinatlarda ifade edilebilir. Böylece her bir pikselin yeni dönüşüm matrisindeki koordinatları bulunur. Her pikselin kenara olan uzaklığı ESF'teki konumunun bulunması için kullanılır ve ince grüplama Eşitlik 4.2 ile hesaplanır.

$$E_{ij} = \int ESF(s) \cdot \delta(s + ip\sin\theta - jp\cos\theta) ds \quad (4.2)$$

Burada, p piksel boyutu, i satır sayısı, j kolon sayısıdır. Bu uzaklıklar bir önceki aşamada bulunan açı değeri kullanılarak bir koordinat dönüşümü olarak ifade edilebilir. Bu yöntem kullanılarak belirlenen kenar açısıyla piksellerin yeni koordinatları hesaplanmıştır. Yeni oluşan koordinatlar Eşitlik 4.3 ile verilen ilişkiye bağlıdır.

$$xkrd = x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta \quad (4.3)$$

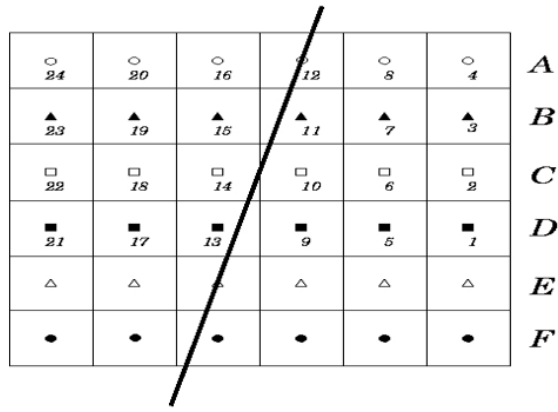
$$ykrd = y \cdot \cos\theta - x \cdot \sin\theta$$

Burada xkrd ve ykrd sırasıyla yeni koordinat sistemindeki x ve y konumlarıdır.

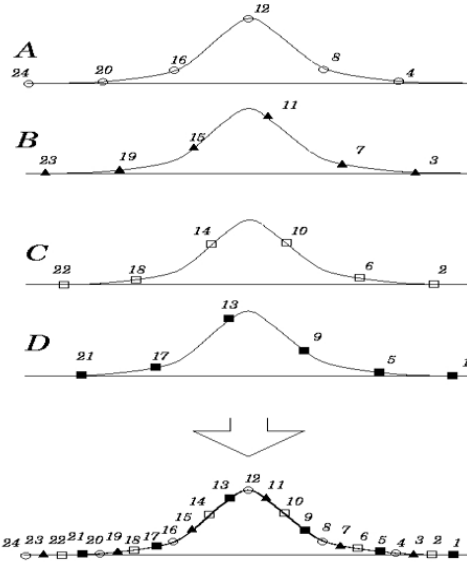
Aşağıdaki eşitlikten kenar dağılım fonksiyon hesabında, kenar bilgisini daha detaylı elde etmek için farklı ince grüplama (*rebinning*) boyutunda, piksellerin mesafe bilgisinin aralıkları daha da daraltılarak ince grüplama (*rebinning*) işlemi yapılır (Eşitlik 4.4).

$$ESF_k = \frac{1}{n_k} \sum_{ij} E_{ij} \cdot (bin(si, j) - k\Delta s) \quad (4.4)$$

Yukarıda yapılan işlemler sayesinde, kenar açısından dolayı yeni konumlarda oluşan piksel değerlerinin, piksellerin kenardan olan uzaklıklarına karşı belirlenen koordinat değerlerinin piksel boyutundan daha küçük aralıklarla örneklenmiş (Şekil 4.8) yani daha yüksek çözünürlüklü kenar dağılım fonksiyonu oluşturulmuştur (Samei vd. 1998).

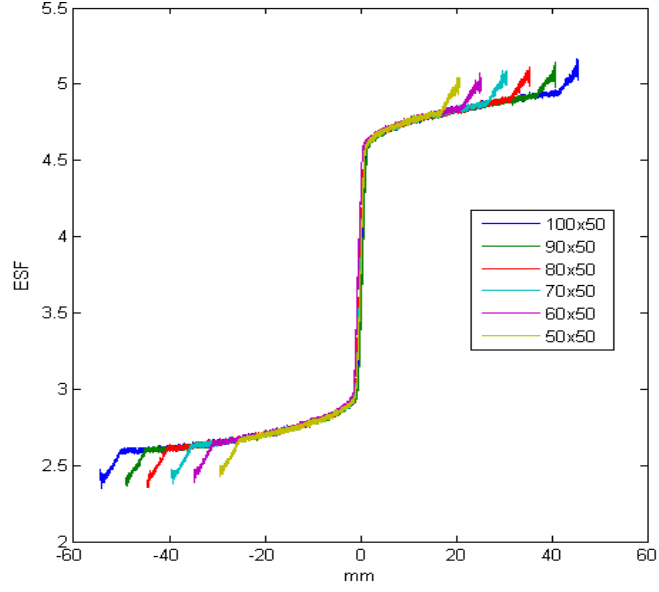


Şekil 4.7 Kenar bölgesi ve her satırdaki piksellerin numarandırılmış hali

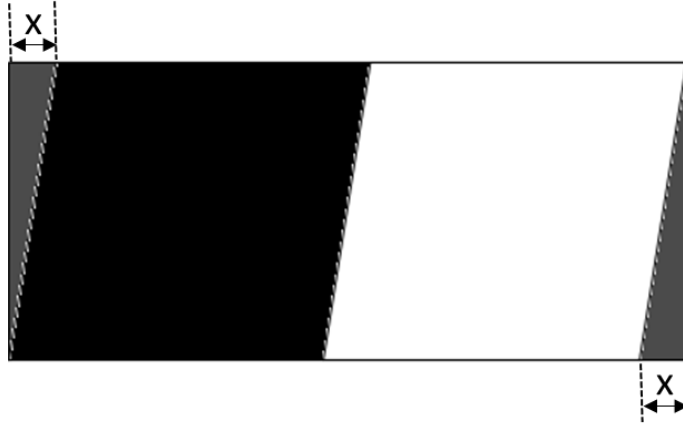


Şekil 4.8 İnce grublama işlemi sonucu elde edilen çizgi dağılım fonksiyonu

Burada algoritmaların geliştirilmesi sırasında bir sorunla karşılaşılmıştır. Bu sorun, görüntüden seçilen ilgi alanının tümü kullanılırsa ESF’te Şekil 4.9’te gösterilen gibi kuyruk ve başlangıç kısımlarında eğimlenmiş bölgeler oluşmuştur. MTF hesaplanmasındaki diğer aşamalar da uygulandığı zaman MTF, olduğundan daha düşük olarak elde edilmiştir. Bu etkinin ortadan kaldırılması için ince örnekleme sırasında kenar açısı ile aynı eğimde olacak şekilde, Şekil 4.10’te gösterilen ilgi alanının sağ ve sol kısımları kesilmiştir. Böylece kenar dağılım fonksiyonundaki eğimli bölgeler ortadan kaldırılmıştır. Uygulanan bu kesme işlemi, görüntünün her satırındaki profilin $\tan\theta \times$ (profil yüksekliği) kadar küçülmesine neden olur.



Şekil 4.9 Farklı boyutlardaki ilgi alanının tümü kullanılarak hesaplanan ESF



Şekil 4.10 İlgi alanının kenar açısına göre kesilerek elde edilen yeni ilgi alanı

4.1.3.4 Çizgi dağılım fonksiyonunun bulunması

İnce örnekleme ile elde edilen kenar dağılım fonksiyonunun filtreleme işleminden sonra türevi alınarak çizgi dağılım fonksiyonu (*Line Spread Function, LSF*) bulunur.

Bilgisayar hafızasında sürekli olmayan bir fonksiyon olarak yer alan ESF'in türevi alınması için farklı yöntemler vardır. Bunlar bir nokta atlamalı türev ve iki nokta atlamalı türev işlemleridir. Türev işlemlerinin elde edilen MTF eğrisine bir etkisi olmadığı belirlendiği için çalışmada bir nokta atlamalı türev işlemi kullanılmıştır ve Eşitlik 4.5 ile ifade edilir.

$$LSF = ESFs(x_{(j+i)}) - ESFs(x_j) \quad (4.5)$$

Uygulanan türev operatörü ESF'in bir sağ bölge noktasına kaydırılarak, kaydırılmamış ESF'ten çıkarılması işlemidir. Sonucunda LSF veri uzunluğu ESF'in uzunluğundan iki birim eksik olacaktır.

Sürekli olmayan bir fonksiyonun türevi için diğer bir yöntem de iki nokta atlamalı türev operatörüdür ve Eşitlik 4.6 ile hesaplanır.

$$LSF = \frac{ESF(x_{(j+1)}) - ESFs(x_{((j-1))})}{2\Delta s} \quad (4.6)$$

4.1.3.5 Çizgi dağılım fonksiyonunun filtrelenmesi

İdealde “Dirak” delta fonksiyonu olan çizgi dağılım fonksiyonu, ayırma gücünü ve bulanıklığı etkileyen sebeplerden dolayı genişler. Böylece çan eğrisine benzer bir pik ve pikin her iki tarafında dalgalanmanın olduğu bir sinyal olarak oluşur. IEC, LFS'te herhangi bir filtrelemenin yapılmadan dedektör performansının tam olarak ölçülebileceğini belirtir (IEC 2003). Ancak farklı sinyaldeki dalgalanmaların azaltılması için literatürde farklı yöntemlerin mevcuttur. Bunlardan bir kısmı ve incelenen yöntemler pencereleme, sıfırlama (*truncation*), kesme, yumuşatmadır. LSF'te yapılan her filtreleme işlemi, hesaplanacak olan MTF'i farklı şekilde etkiler. Türev operatörü yüksek frekans geçirgen bir filtredir ve LSF verisindeki gürültü miktarını artırır. Bu artış sistem kaynaklı olmayıp, hesaplanan MTF'in azalmasına ve gürültüsünün artmasına neden olabilir. Sistem ayırma gücünün hesaplanması ve MTF'teki gürültünün azaltılması için bu yöntemlere ek olarak Samei algoritmasında taban seviyesinin çıkarılması vardır. Kenar fantomunda x-ışınlarının bir kısmı soğurulmakta az bir miktarda olsa görüntüleme dedektörüne ulaşmaktadır. Artan radyasyon dozu ile dedektöre daha fazla foton ulaşacağı için dalgalanma da azalır. Dalgalanmanın bir eğilim kazanarak sıfır seviyesinden yukarıda olması sebebiyle LSF'e uygulanır.

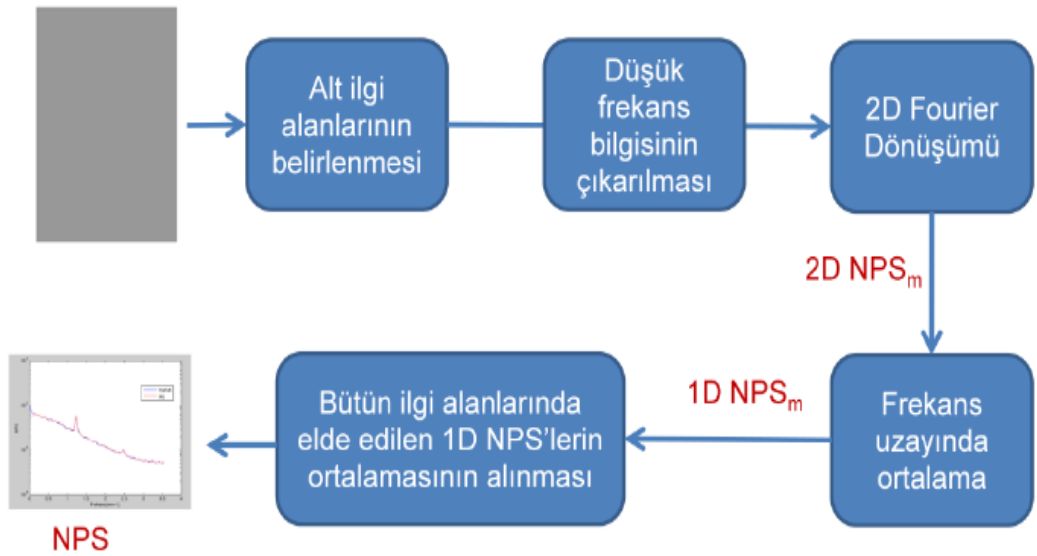
4.1.4 Gürültü güç spektrumunun hesaplanması

Gürültü güç dağılımı (*Noise Power Spectrum, NPS*), görüntüleme sisteminde farklı frekanslardaki gürültü miktarının bir ölçüsüdür. NPS homojen ışınlanmış görüntü üzerinden yapılan hesaplamalar ile bulunur. Gürültü, istatistiksel olarak tanımlanan bir görüntü kalitesi metriği olup doğru olarak karakterize edilebilmesi için farklı zamanlarda alınan görüntüler kullanılarak elde edilebilir. Ancak, uygulamada çok sayıda ölçüm almak pratik değildir. Bunun yerine tek bir homojen görüntü alt ilgi alanlarına bölündükten sonra bu alt ilgi alanları üzerinden ortalama hesaplanabilir. NPS, DQE hesaplamasında kullanılan bir niceliktir. DQE hesaplamasında sistem kazancının dahil edilmesi gerekmektedir. Bu etkiyi dahil etmek için genelde NPS'i doğrudan kullanmak yerine, doğrusallaştırılmış görüntüden seçilen ilgi alanı için ortalama piksel değerinin (geniş alan sinyali) karesine bölünerek elde edilmiş olan, normalize NPS (NNPS) dağılımı kullanılır (Eşitlik 4.7). Bu çalışmada da NNPS hesaplanmış ve kullanılmıştır.

$$NNPS(f_x, f_y) = NPS(f_x, f_y) / (\text{geniş alan sinyali})^2 \quad (4.7)$$

NNPS hesaplanmasında kullanılan adımların gösterildiği akış şeması Şekil 4.11'deki gibidir. Burada 2D NPS_m: iki boyutlu NPS'i, 1D NPS_m ise tek boyutlu NPS eğrileri anlamındadır.

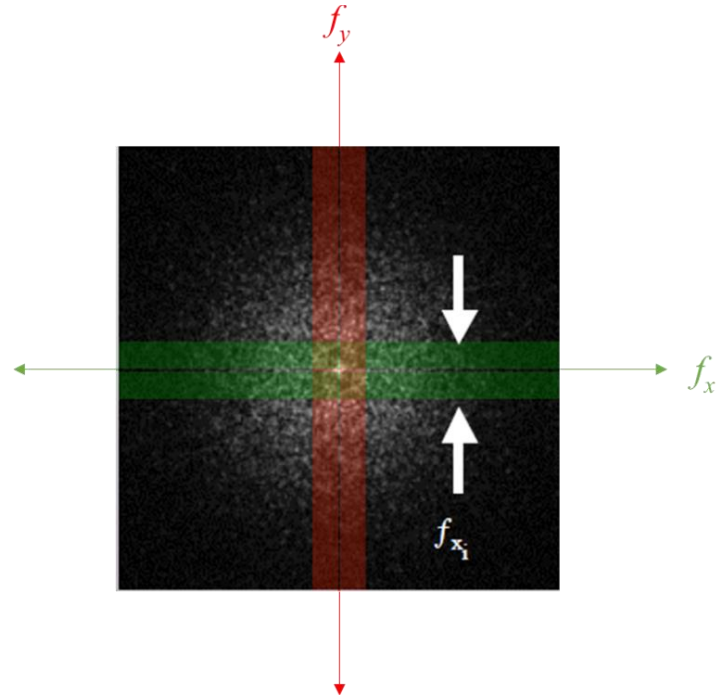
Homojen Görüntü



Şekil 4.11 NPS hesaplanması için izlenen adımlar

NNPS hesaplanmasında ilgi alanı seçimi iki kısımdan oluşmaktadır. İlk olarak analizin yapılacağı ilgi alanı seçilir. İkinci kısım ise seçilen ilgi alanından, alt ilgi alanlarının seçilmesidir. Geliştirilen araçta kullanıcı istediği boyutta ilgi alanı ve alt ilgi alanı seçimi yapabilmektedir. Ancak genel bir kural olarak alt ilgi alanı boyutu, ilgi alanı boyutunun 2 veya katlarına bölünebilecek bir boyutta olması *NNPSTool*'da sistematik olarak oluşabilecek bir hatayı engeller.

Sonuç olarak hesaplanan NNPS iki boyutludur. NNPS'in raporlanması ve DQE ile eDQE metriklerinin hesaplanmasında tek boyutlu NNPS kullanılmaktadır. İki boyutlu NNPS dağılımında belirli satır ve sütunun ortalaması alınarak dikey ve yatay yönde tek boyutlu NNPS elde edilmektedir. Genellikle merkezi eksen gürültü seviyesini arttırdığı için ortalamaya katılmaz. Ortalamanın alındığı bölgeler gösterilmektedir Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12 Tek boyutlu NPS hesaplanması için ortalama alınan satır ve sütunlar

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

5.1 Sinyal Transfer Özelliğinin (STP) Hesaplaması

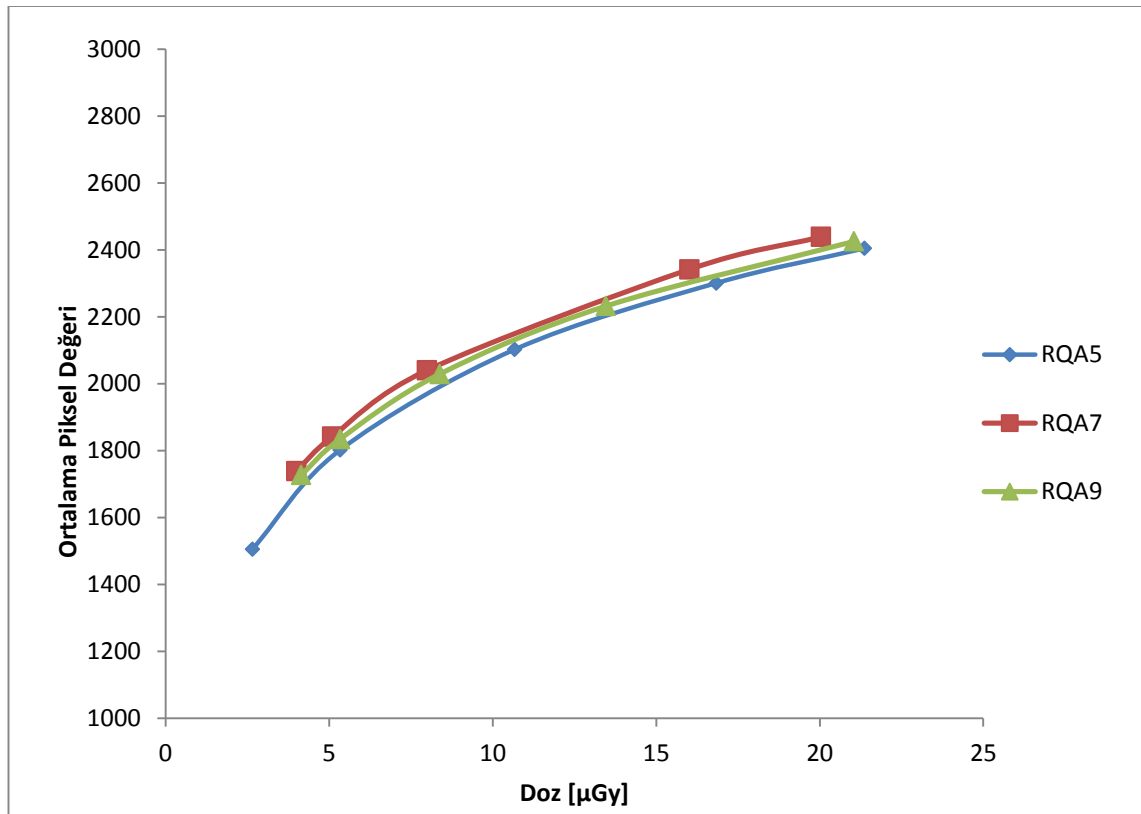
Görüntü kalitesinin frekans uzayında değerlendirilmesi için kullanılan yöntemler, sistemin doz yanıtının doğrusal olduğu varsayımı kullanmaktadır. Doğrusal olmayan sistemlerde STP düzeltilmesi yapılması gerekmektedir. STP düzeltilmesi tez kapsamında hazırlanan yazılım araçlarından *STPTool* ile doğrusal, logaritmik ve üstel sistemler için katsayılar hesaplanabilir. DR1 sisteminde ilk olarak, IG1 geometrisinde RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitesinde ölçümler yapılmıştır. Sonrasında IG3 geometrisinde 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm PMMA kalınlığında 70 kVp, 90 kVp ve 120 kVp için STP katsayıları *STPTool* aracı ile hesaplanmıştır. Fonksiyonel ilişkileri logaritmik olan katsayılar Çizelge 5.1, Çizelge 5.2’de verilmiştir. Doza karşı ortalama piksel değerinden elde edilen STP eğrileri ise Şekil 5.1 ve Şekil 5.2’de verilmiştir. 70 kVp demet kalitesinde 25 cm PMMA kalınlığı için dedektör dozu okunamamıştır. *STPTool* aracı geliştirilmeden önce, farklı dozlardaki homojen görüntülerden ortalama piksel değerleri ImageJ programı ile belirlenecek, sistemin doz yanıtı MS Excel’de yapılan eğri uyarılama ile hesaplanırdı. Ancak, *STPTool* ve MS Excel’de hesaplanan katsayılar arasındaki fark %0,03 olarak bir fark bulunmuştur.

Çizelge 5.1 IEC demet kalitelerinde elde edilen STP katsayıları

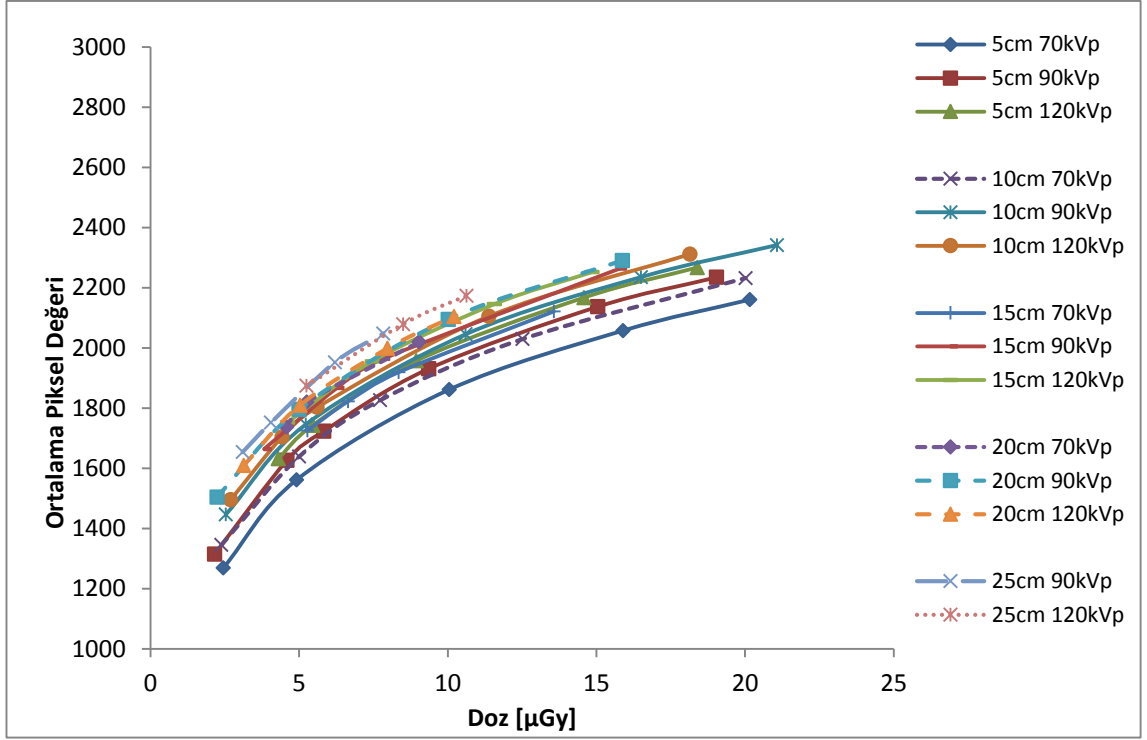
| Demet Kalitesi | RQA5 | RQA7 | RQA9 |
|---------------------------------------|---------|---------|--------|
| a katsayısı | 431,33 | 434,92 | 429,83 |
| b katsayısı | 1082,42 | 1135,43 | 1115,2 |
| Regresyon katsayısı (R ²) | 1,00 | 1,00 | 1,00 |

Çizelge 5.2 IG3 5cm PMMA kalınlığı için elde edilen STP kaysayıları

| Demet Kalitesi | Logaritmik fonksiyon katsayıları | PMMA Kalınlığı | | | | |
|----------------|----------------------------------|----------------|---------|---------|---------|---------|
| | | 5cm | 10cm | 15cm | 20cm | 25cm |
| 70kVp | a | 422,61 | 417,64 | 418,85 | 402,67 | --- |
| | b | 889,09 | 975,38 | 1029,70 | 1136,83 | --- |
| | R ² | 1,0000 | 0,9997 | 1,0000 | 0,9916 | --- |
| 90kVp | a | 424,18 | 422,76 | 423,72 | 402,85 | 433,10 |
| | b | 983,22 | 1050,41 | 1093,16 | 1167,73 | 1156,92 |
| | R ² | 0,9998 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9981 | 0,9980 |
| 120kVp | a | 435,37 | 427,66 | 427,72 | 418,27 | 424,32 |
| | b | 1001,23 | 1068,61 | 1097,88 | 1132,29 | 1171,06 |
| | R ² | 0,9999 | 0,9999 | 1,0000 | 0,9999 | 1,0000 |

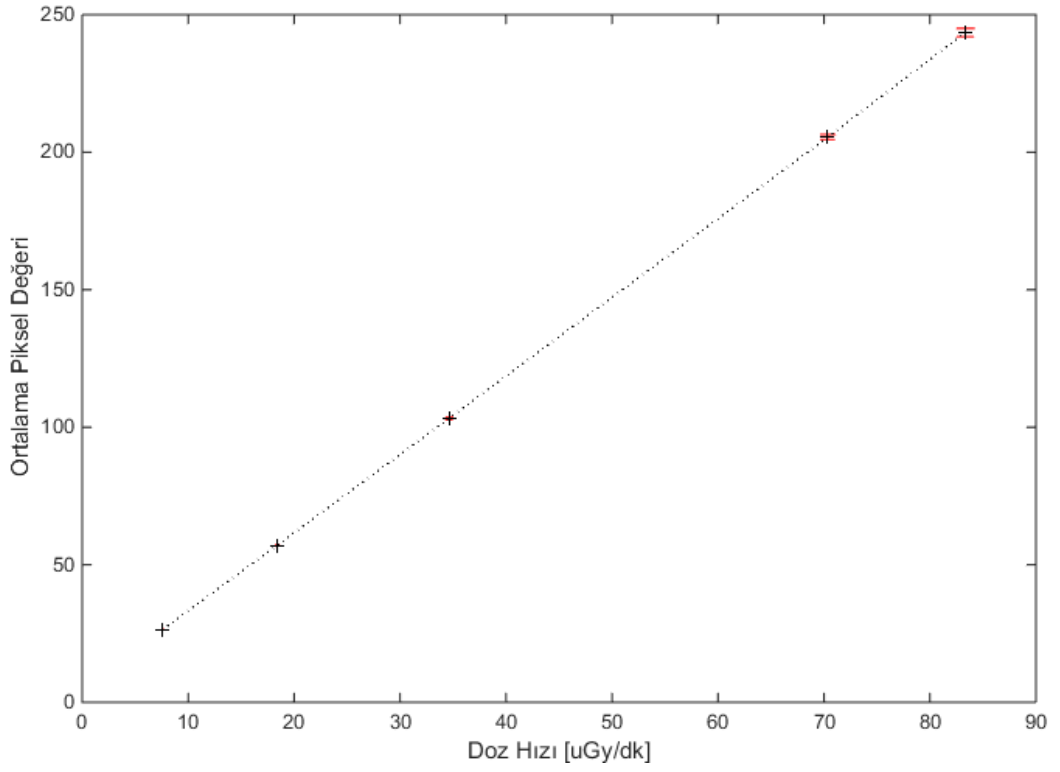


Şekil 5.1 RQA5, RQA7 ve RQA 9 demet kaliteleri için elde edilen STP eğrileri

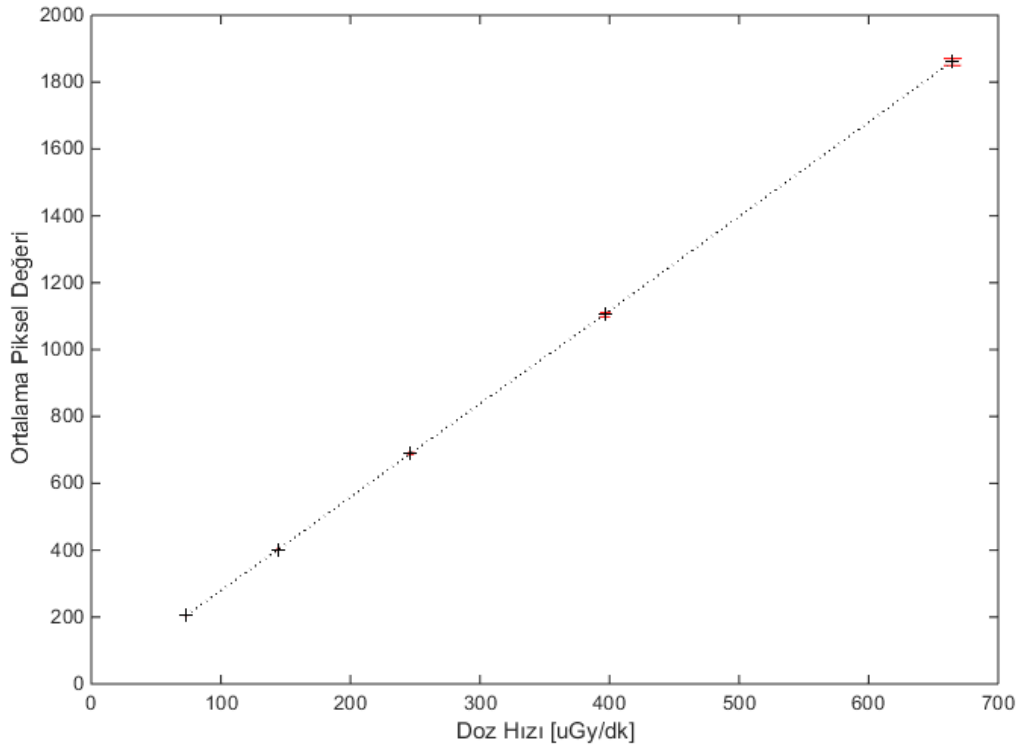


Şekil 5.2 IG3 geometrisinde farklı kalınlık ve kVp'ler için elde edilen STP eğrileri

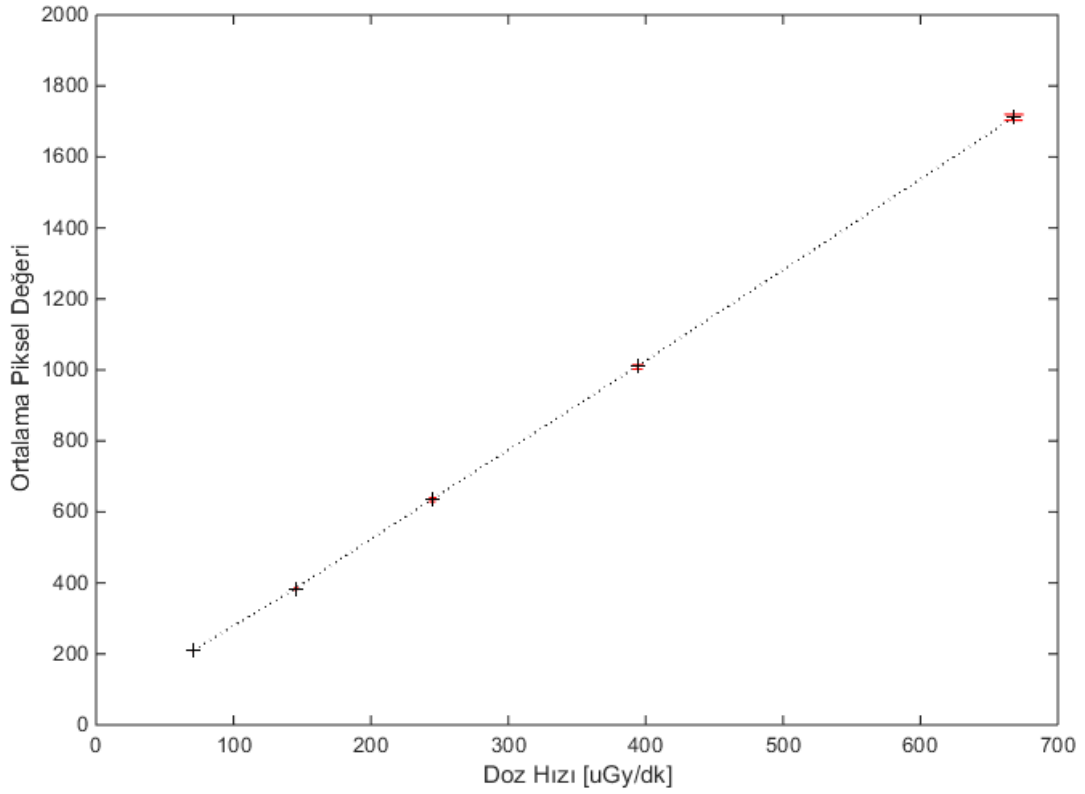
STP katsayıları genellikle artan dedektör dozlarında her doz değeri için tek görüntü kullanılarak, dedektör doyuma ulaşmaya kadar geniş bir aralıkta alınır. Burada IEC demet kalitesi için her doz değerinde ardışık 10 görüntü alınarak STP katsayılarındaki standart sapmaları bulunmuştur. Farklı demet kalitelerindeki standart sapmalar tüm kVp'ler için en fazla $\pm 1,5$ olarak bulunmuş olup doğrusal fonksiyonel ilişkiye sahip STP eğrileri Şekil 5.3, Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'te verilmiştir. Buradaki eğim doğrusal ilişkiye sahip doz yanıtındaki a katsayısını vermektedir. STP kullanılarak hesaplanan görüntü kalitesi metriklerinde önemli bir değişikliğe neden olmadığı görülmüştür. Dolayısı ile her bir doz değerinde tek görüntünün kullanılması analizlerde farklılığa yol açmayacağı değerlendirilmiştir.



Şekil 5.3 70 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)



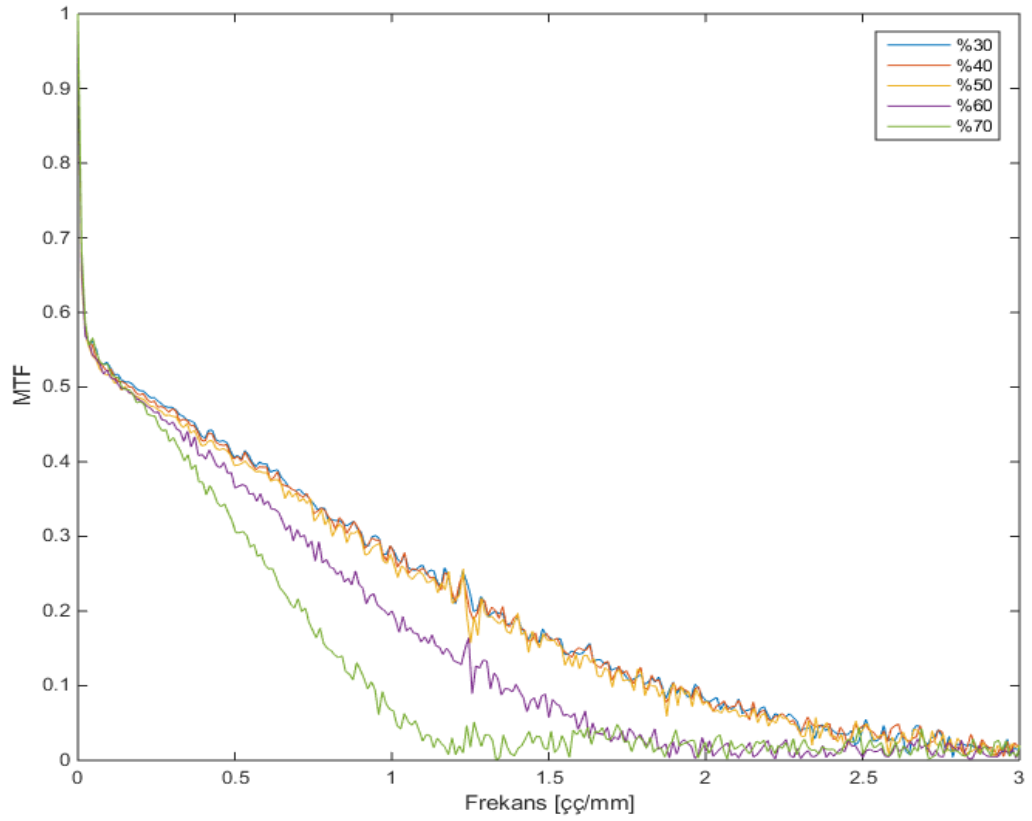
Şekil 5.4 90 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)



Şekil 5.5 120 kVp demet kalitesinde doz hızı ile ortalama piksel değeri ilişkisi (STP eğrisi)

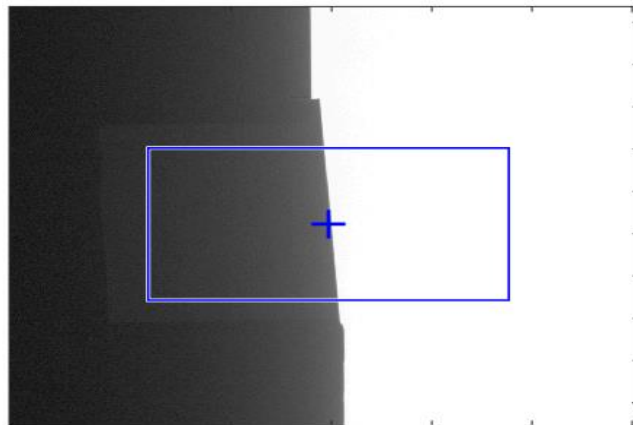
5.2 İlgi alanı seçiminin MTF üzerine etkisi

MTF hesaplamasında kullanılacak olan kenar görüntüsünde, kenar fantomu ile homojen bölge oranlarının yakın olması beklenir. Bu bölümde seçilen ilgi alanında bir kayma olması durumunda MTF’te meydana gelen farklılık incelenmiştir. Bu amaçla ilgi alanında fantomun bulunduğu kısmın görüntünün geneline göre yüzdesi değiştirilerek MTF hesaplanmıştır (Şekil 5.6). İlgi alanı içindeki fantom alanı ve homojen bölge alanı %50 eğrisinde eşitken, %70 grafiğinde fantom bölgesi , ilgi alanının %70’ini kaplamaktadır. Fantom alanı %50’nin üzerinde ise, MTF beklenenden düşük bulunmaktadır. Buna karşın fantom alanı %50’nin altında ise beklenene yakın MTF elde edilmektedir.



Şekil 5.6. IG3 25cm 90kVp'deki kenar görüntüsünde, kenar fantomu bölgesinin homojen bölgeye yüzdeler olarak seçiminin MTF üzerine etkisi.

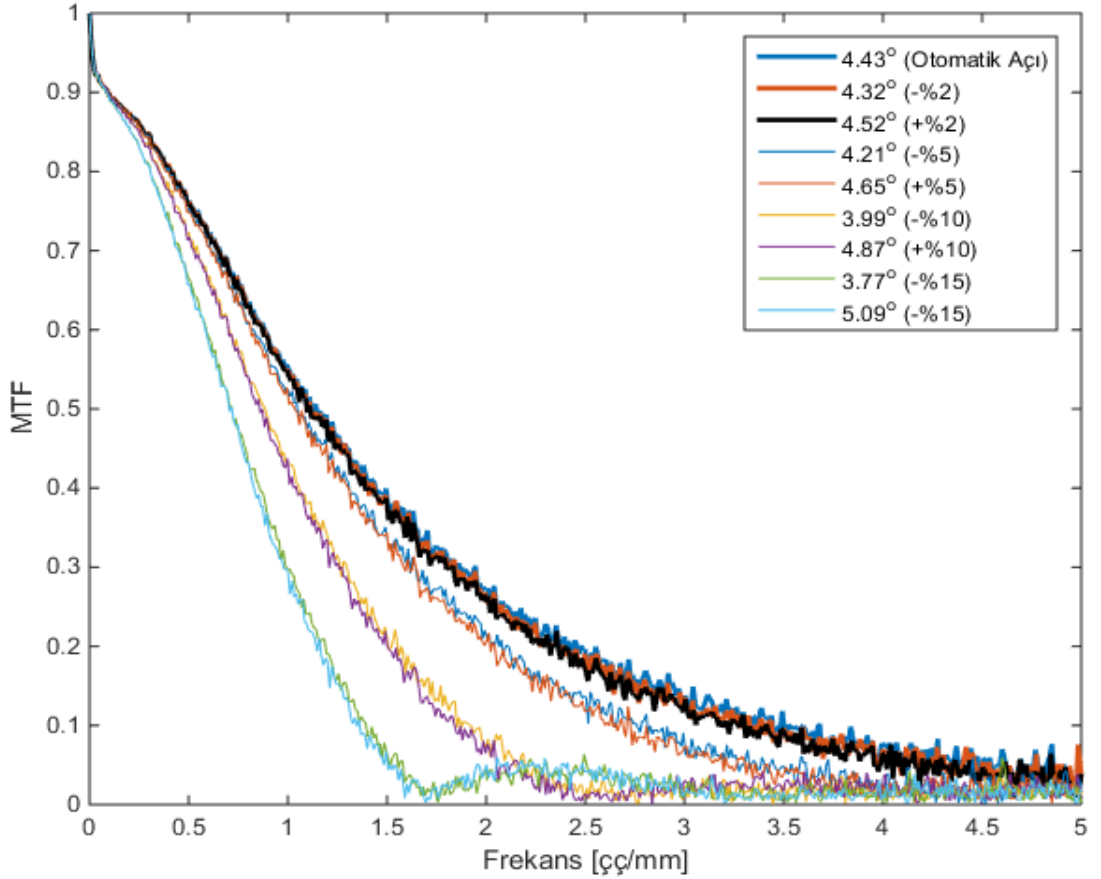
MTFTool arayüzünde ilgi alanı seçimi yapılırken bu etkiden kaçınmak için ilgi alanının orta noktasını gösteren bir işaret oluşturulmuştur (Şekil 5.7). Görsel olarak bu ilgi alanı kenar bölgesine yakın seçilirse ilgi alanı seçiminden kaynaklı bir farklılık olmaz.



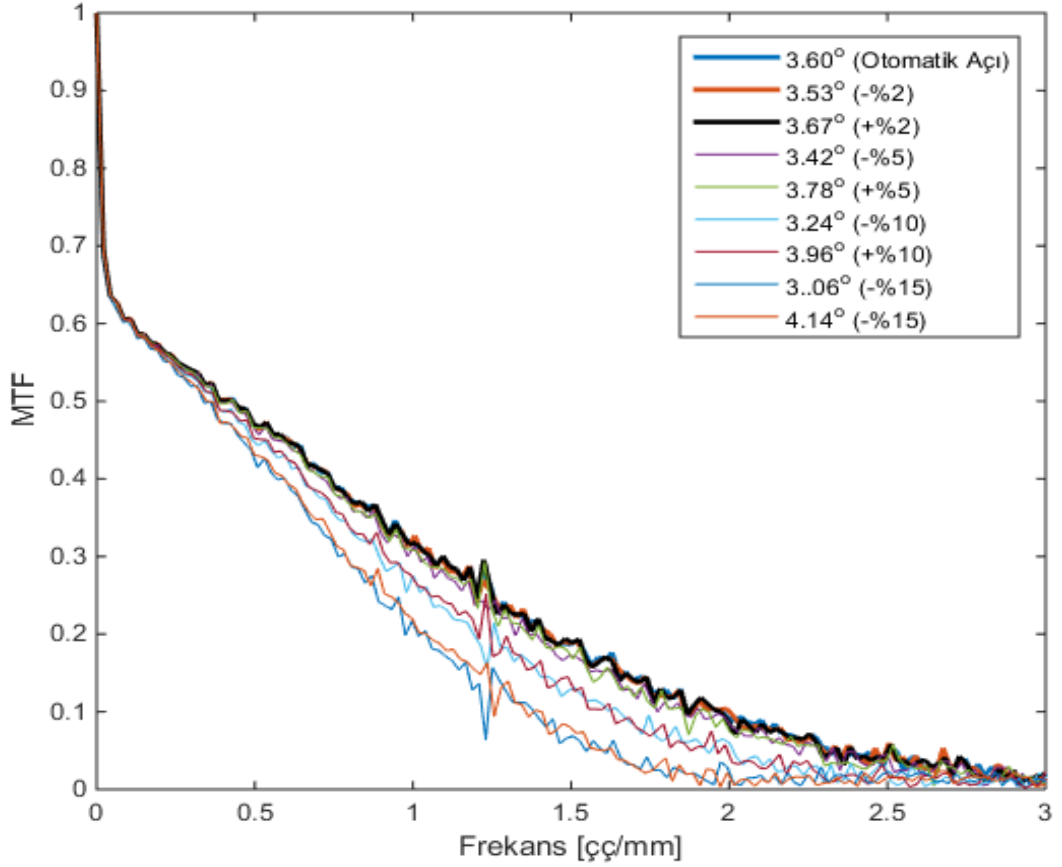
Şekil 5.7 MTF hesaplanmasında kenar bölgesinin seçiminde kullanılan 50mmx100mm boyutundaki ilgi alanı ve kenar bölgesinin üstüne gelmesi beklenen belirteç

5.3 Kenar Açısının MTF Üzerindeki Etkisi

Otomatik olarak hesaplanan kenar açısı ince grulamada kullanılan önemli bir parametredir. Sentetik görüntüler ve RQA 5 demet kalitesi ve 15cm PMMA kalınlığında otomatik hesaplanan açı değeri ile açı değeri $\pm 2^\circ$ aralığında değiştirilerek MTF üzerindeki etkisi incelenmiştir. Açıda $\pm 2\%$ 'lik bir belirsizlik MTF üzerinde bir değişiklik yaratmamaktadır. Ancak $\pm 5\%$ ve üzerindeki belirsizlik kesim frekansında $\%100$ 'e varan kaymalar görülmektedir (Şekil 5.8). Benzer çalışma IG3 geometrisinde tekrarlanmış; IG1 geometrisindeki otomatik bulunan açı ile $\pm 15\%$ açı hatasındaki $iMTF_n$ değerleri arasındaki fark $\%53,85$ iken IG3 geometrisindeki $iMTF_n$ değerlerindeki fark $\%25$ 'tir (Şekil 5.9).



Şekil 5.8 IG1'de RQA5 demet kalitesi kullanılarak elde edilen kenar görüntüsü için farklı açı değerleri kullanılarak hesaplanan MTF eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 5.9 IG3 geometrisinde 25cmPMMA kalınlığında 90kVp demet kalitesinde farklı hesaplanan açının MTF üzerine etkisi

5.4 Açı Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Modülasyon transfer fonksiyonunun hesaplanmasında ilgi alanı içerisindeki kenar açısının otomatik olarak hesaplanması gerekir. Geliştirilen yazılımda iki farklı açı hesaplama yöntemi kullanılmıştır. Gammex Edge Tool programında ilgi alanı, kaydır bırak olarak seçildiği için boyut ayarlamalarının yapılmasına olanak tanımamaktadır. OBJ_IQ yazılımında ise ilgi alanı boyutları önceden girilebilir durumdadır. Fakat ilgi alanı sürükley bırak olarak seçilmektedir. Dolayısıyla ile aynı noktadan farklı boyutlardaki ilgi alanı seçiminde zorluklar yaşanmaktadır. Geliştirilen yazılımda ise ilgi alanı boyutları ve ilgi alanının koordinatı istenilen noktaya getirilebilir. IG1 geometrisinde RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri için 3 farklı yazılımla kenar açıları hesaplanmıştır. Ölçüm alınırken, farklı demet kalitelerinde sadece filtreler değiştirilmiş, kenar fantomunun yeri değiştirilmemiştir. Böylece farklı demet kalitelerinde otomatik olarak hesaplanan açının değişmemesi beklenir.

Tüm demet kalitelerinde kenar açısı, OBJ_IQ yazılımı 4,45°, Gammex Edge Tool yazılımı 4,40°, NBEGKY v2.0 yazılımında eğri yöntemi 4,43°, Hough yöntemi 4,44° olarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak yazılımlar arasındaki en büyük fark %1,14 olarak bulunmuştur.

Farklı boyutlardaki ilgi alanı seçimleri için OBJ_IQ yazılımı ve *MTFTool*'da bulunan iki farklı açı yöntemi, saçıcının etkisinin de incelenmesi için IG3 geometrisinde 25cm PMMA kalınlığı için karşılaştırılmıştır (Çizelge 5.3).

Çizelge 5.3 IG3'te 25cm PMMA ve 90kVp'deki kenar görüntüsünün farklı boyutlarda kare ilgi alanı kullanılarak hesaplanan, kenar açısı ve OBJ IQ yazılımı ile karşılaştırılması

| Roi Boyutu (mm x mm) | OBJ IQ | Eğri Yöntemi | NBEGKY v2.0 | | |
|-------------------------|--------|-----------------|-------------|-------|-------|
| | | | %Fark | Hough | %Fark |
| 30x30 | 3,59 | 3,61 | 0,56 | 3,58 | 0,42 |
| 40x40 | 3,59 | 3,60 | 0,28 | 3,58 | 0,42 |
| 50x50 | 3,63 | 3,60 | 0,83 | 3,58 | 1,52 |
| 60x60 | 3,63 | 3,62 | 0,28 | 3,58 | 1,52 |
| 70x70 | 3,63 | 3,62 | 0,37 | 3,58 | 1,49 |

Farklı boyutlardaki kare ilgi alanları için iki yazılımla (OBJ_IQ ve NBEGKY v2.0) hesaplanan açı değerleri arasındaki fark %2'nin altındadır. Hough metodunda kenar açısı artan ilgi alanı boyutu ile değişmemekle birlikte OBJ_IQ yazılımının hesapladığı açı değeri değişmektedir. Dolayısı ile yüzde fark değeri artmış olarak görülür. Eğri çakıştırma yönteminde ise artan ilgi alanı boyutu ile hesaplanan açı değeri 0.02°'lik bir değişim gözlenmiştir.

OBJ_IQ yazılımı sadece kare ilgi alanına izin vermektedir. *MTFTool* arayüzünde ise farklı ilgi alanı boyutları seçimi kullanılabilir. Dikdörtgen ilgi alanı seçimi için iki farklı yöntem kendi içinde karşılaştırılmıştır (Çizelge 5.4).

Çizelge 5.4 IG3 geometrisi 90kVp ve 25cm PMMA kalınlığı için, iki kenar yöntemi kullanılarak hesaplanan, farklı boyutlardaki ilgi alanı seçimlerinin karşılaştırılması

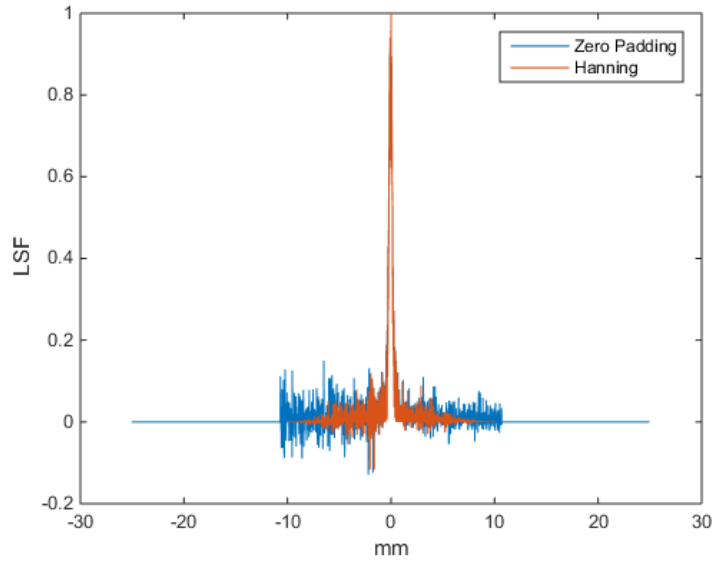
| Roi Boyutu (mm x mm) | NBEGKY v2.0 | | |
|-------------------------|-----------------|-------|-------|
| | Eğri Yöntemi | Hough | %Fark |
| 30x30 | 3,61 | 3,58 | 0,98 |
| 40x40 | 3,60 | 3,58 | 0,70 |
| 50x50 | 3,60 | 3,58 | 0,70 |
| 60x60 | 3,61 | 3,58 | 0,98 |
| 70x70 | 3,61 | 3,58 | 0,95 |
| 60x30 | 3,59 | 3,58 | 0,39 |
| 100x30 | 3,61 | 3,58 | 0,98 |
| 80x40 | 3,61 | 3,59 | 0,56 |
| 100x40 | 3,61 | 3,59 | 0,56 |
| 60x50 | 3,60 | 3,58 | 0,74 |
| 80x50 | 3,60 | 3,58 | 0,74 |
| 100x50 | 3,60 | 3,58 | 0,74 |

Eğri çakıştırma ve Hough dönüşümü kullanılarak farklı boyutlardaki kare ve dikdörtgen ilgi alanları için bulunan açı değerleri arasındaki fark %1'in altındadır. Hough dönüşümü ile hesaplanan açı değerleri, tüm ilgi alanlarında ortalama olarak 3,58° bulunmuştur. Ancak, 80x40 ve 100x40 ilgi alanı için 3,59° olarak bulunmuştur. Eğri çakıştırma yönteminde ise bulunan açı değerleri ortalama olarak 3,60°'dir. Farklı boyutlardaki ilgi alanları için $\pm 0,01^\circ$ lik değişimler gözlenmiştir. Her iki yöntemle hesaplanan açı değerleri daha önce gösterildiği gibi $\pm 2\%$ 'nin altında olduğu için, hesaplanan MTF eğrisinde bir değişime neden olmaz.

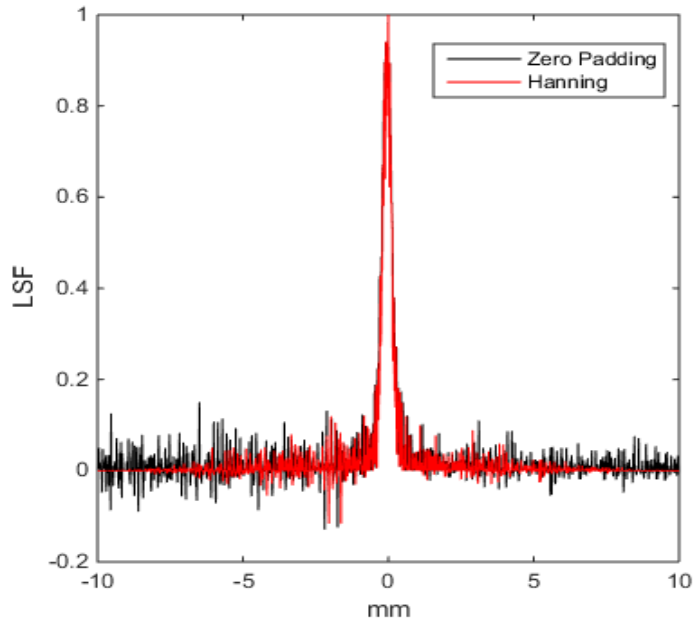
5.5 LSF Filtreleme Yöntemlerinin MTF Üzerine Etkisi

Bu çalışmada *Hanning* pencereleme yöntemi kullanılmıştır. OBJ_IQ programı isteğe bağlı olarak LSF'in filtrelenmesini kullanıcıya sunmaktadır. Filtreleme yöntemi olarak OBJ_IQ kılavuzunda yöntem açıklanmamış olmakla birlikte programdan çıktılarında sıfırlama (Zeroing) yapıldığı tahmin edilmektedir. Ancak, standart olarak LSF tepe noktası etrafında ne kadarlık bir pencere kullanıldığı bilinmemektedir. MTF hesaplanmasını standart hale getiren IEC protokolü ise LSF'in filtrelenmeden kullanılmasını böylece, kullanıcılar arasında bir fark olmamasını tavsiye etmektedir.

Bu çalışmada geliştirilen yazılımda, kullanıcıya LSF filtreleme yöntemleri olarak literatürde sıklıkla görülen yöntemlerin uygulanması için opsiyonlar sunulmuştur. Kullanıcı isterse LSF'yi filtrelemeden de kullanabilir. Farklı filtrelerin LSF üzerine etkileri burada incelenmiştir. Bunun için IG3'te 25 cm PMMA için 90 kVp'de elde edilen görüntüler kullanılmıştır. Farklı filtrelerin etkileri Şekil 5.10 ve Şekil 5.11'de gösterilmiştir. Burada farklı filtrelerin LSF'teki gürültü seviyesinde oluşturduğu farklılıklar görülmektedir.

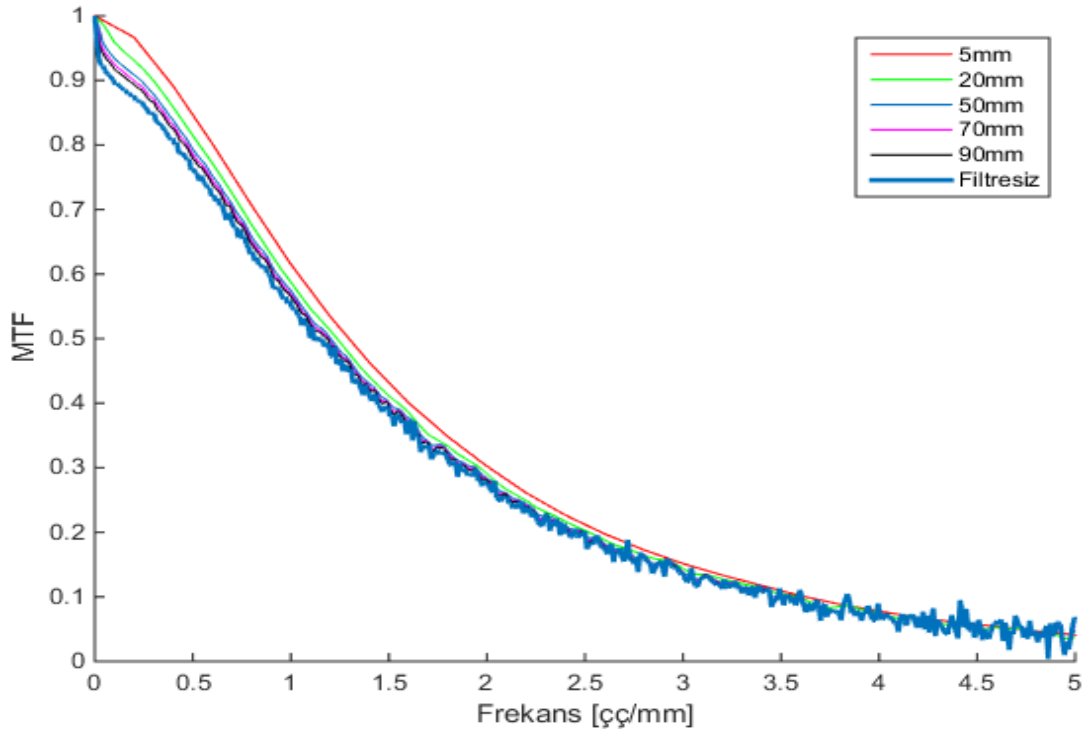


Şekil 5.10 20mm uzunluğunda Hanning ve sıfırlama (Zero Padding) işlemleri uygulanarak elde edilen LSF'ler

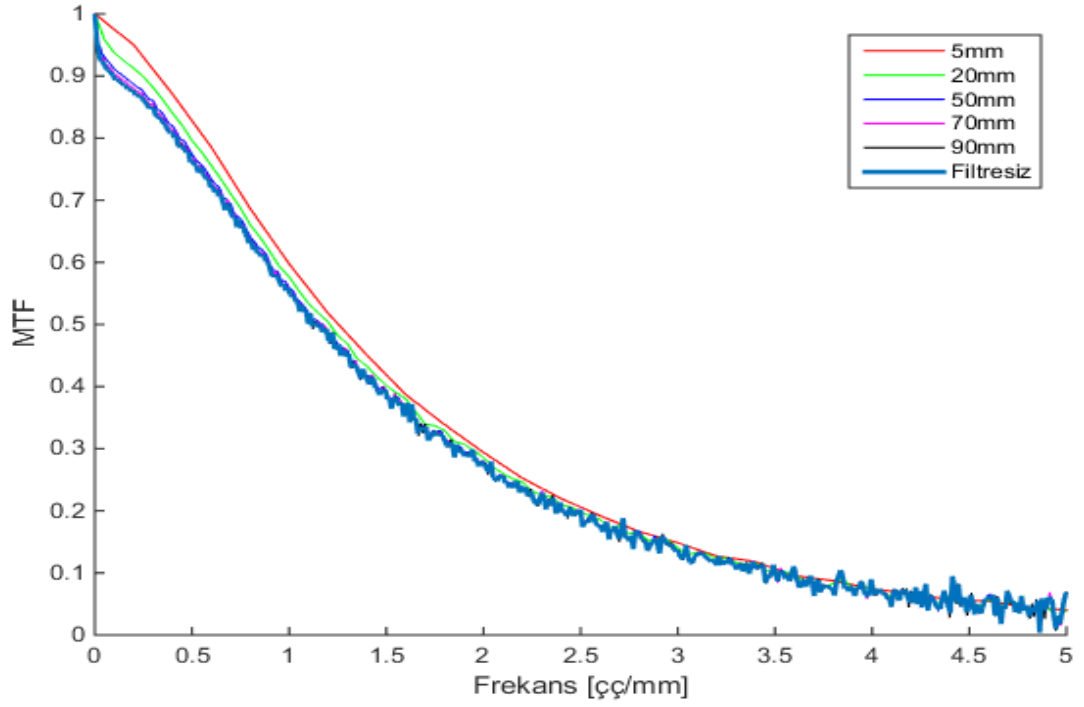


Şekil 5.11 Kesme işlemi ve Hanning filtresi uygulanarak bulunan LSF'ler.

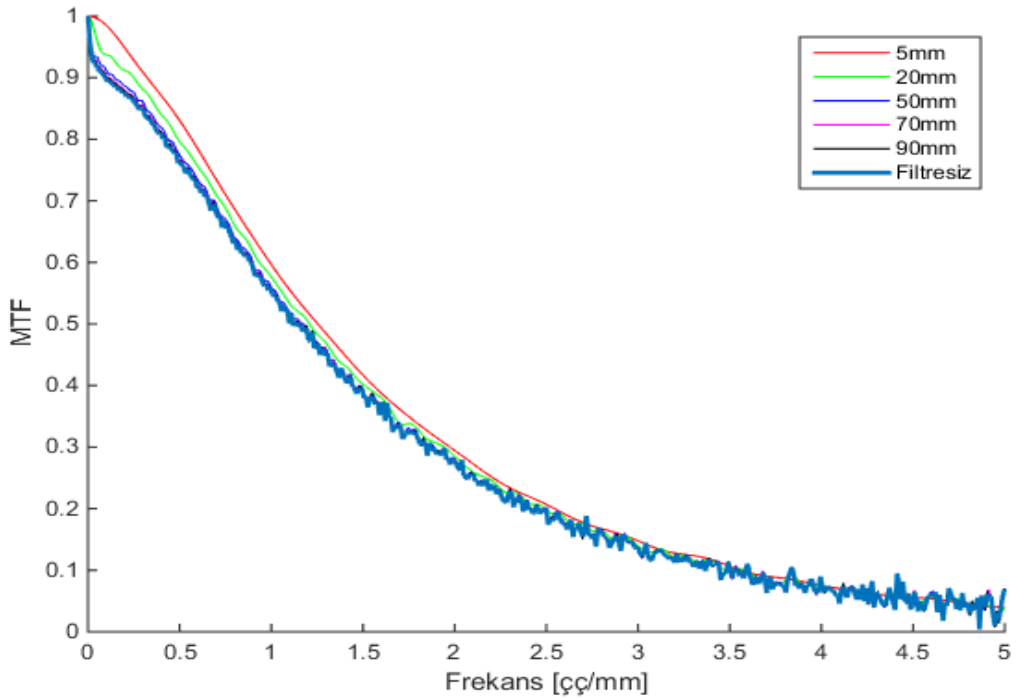
Farklı filtrelerin MTF üzerindeki etkileri incelenmiştir. Gürültü etkilerinden kaçınmak için IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde elde edilen görüntüler kullanılmıştır. RQA5 demet kalitesinde, farklı uzunluklardaki Hanning penceresinin etkisi Şekil 5.12’de, farklı boyutlardaki kesme işleminin etkisi Şekil 5.13’da ve farklı boyutlardaki sıfırlama işlemi kullanılarak elde edilen MTF’ler Şekil 5.14’de verilmiştir. Aynı uzunluktaki farklı filtrelerin MTF’e etkisi Şekil 5.15’de verilmiştir. Saçıcı etkilerinin gözlenebilmesi amacıyla IG3 geometrisinde 25cm PMMA ve 90kVp kullanılarak deneyler tekrar edilmiştir. Her iki geometride elde edilen MTF’lerden hesaplanan $iMTF_n$ değerleri Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6’da verilmiştir.



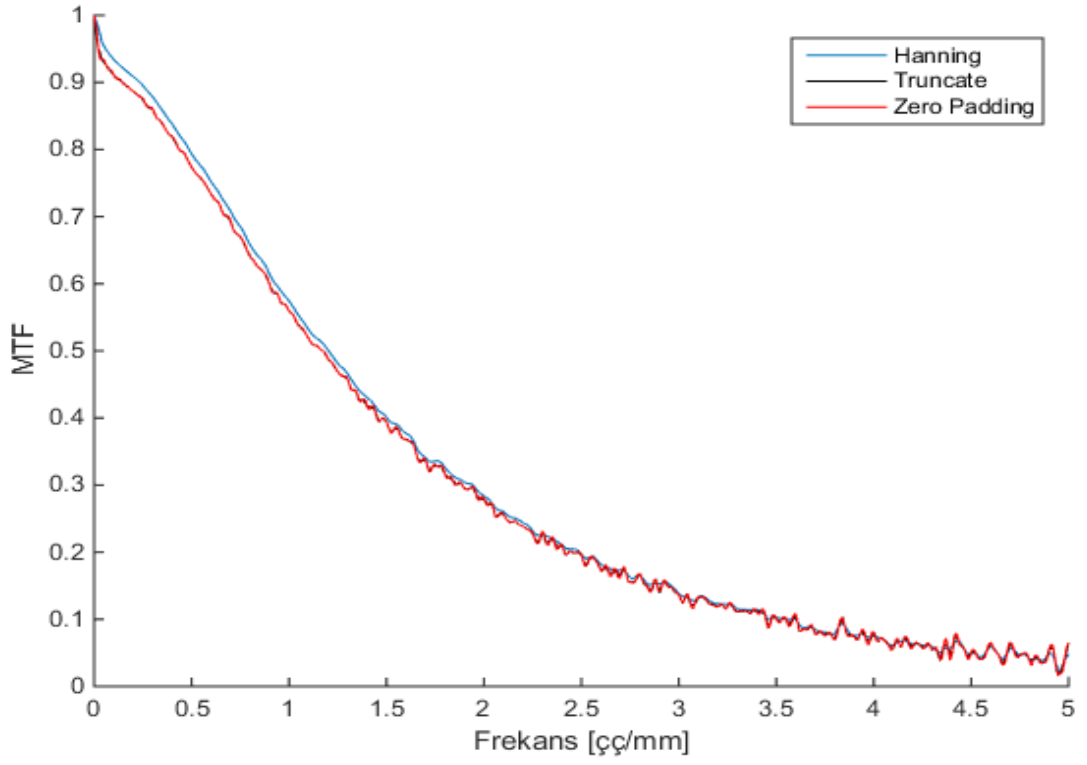
Şekil 5.12 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlarda Hanning filtresi kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF’in karşılaştırılması



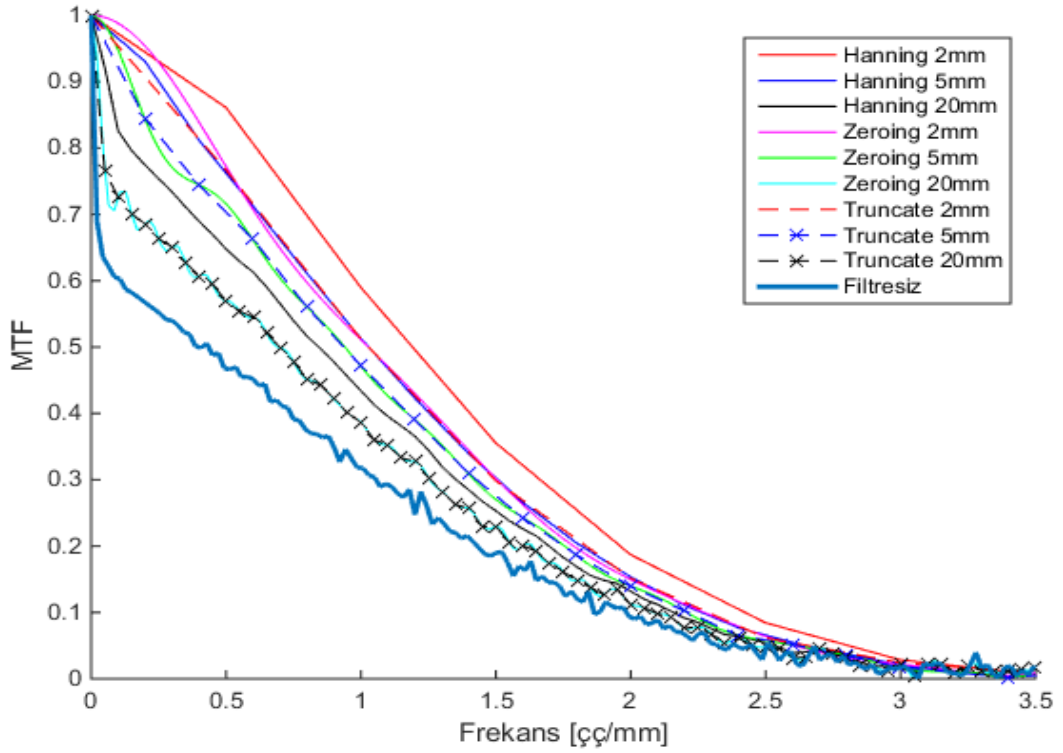
Şekil 5.13 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyurlarda kesme işlemi (Truncate) yapılarak elde edilen MTF ile filtrenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'in karşılaştırılması



Şekil 5.14 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlarda sıfırlama işlemi (Zero Padding) yapılarak elde edilen MTF ile filtrenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF karşılaştırılması



Şekil 5.15 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, farklı LSF filtrelerinin MTF üzerine etkisi (filtre boyutları bütün durumlar için 50mm seçilmiştir)



Şekil 5.16 IG3 geometrisinde farklı boyutlardaki tüm filtrelerin MTF üzerine etkisi

Çizelge 5.5 IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesi için, LSF filtreleri için farklı filtre uzunlukları ile yumuşatılmış LSF kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş MTF'in karşılaştırılması

| Filtre Uzunluğu (mm) | Hanning (iMTF _n) | Kesme (iMTF _n) | Sıfırmala (iMTF _n) | Hanning (%Fark) | Kesme (%Fark) | Sıfırlama (%Fark) |
|----------------------|------------------------------|----------------------------|--------------------------------|-----------------|---------------|-------------------|
| Filtresiz | 0,39 | 0,39 | 0,39 | --- | --- | --- |
| 2 | 0,52 | 0,49 | 0,43 | 33,94 | 25,37 | 10,04 |
| 5 | 0,46 | 0,45 | 0,42 | 16,91 | 14,25 | 8,22 |
| 20 | 0,42 | 0,41 | 0,41 | 7,81 | 5,61 | 4,42 |
| 50 | 0,41 | 0,40 | 0,40 | 4,27 | 1,79 | 1,51 |
| 70 | 0,40 | 0,39 | 0,39 | 3,08 | 0,83 | 0,71 |
| 90 | 0,40 | 0,39 | 0,39 | 2,27 | 0,13 | 0,50 |

Çizelge 5.6 IG3 geometrisinde RQA5 demet kalitesi için, LSF filtreleri için farklı filtre uzunlukları ile yumuşatılmış LSF kullanılarak elde edilen MTF ile filtrelenmemiş MTF'in karşılaştırılması

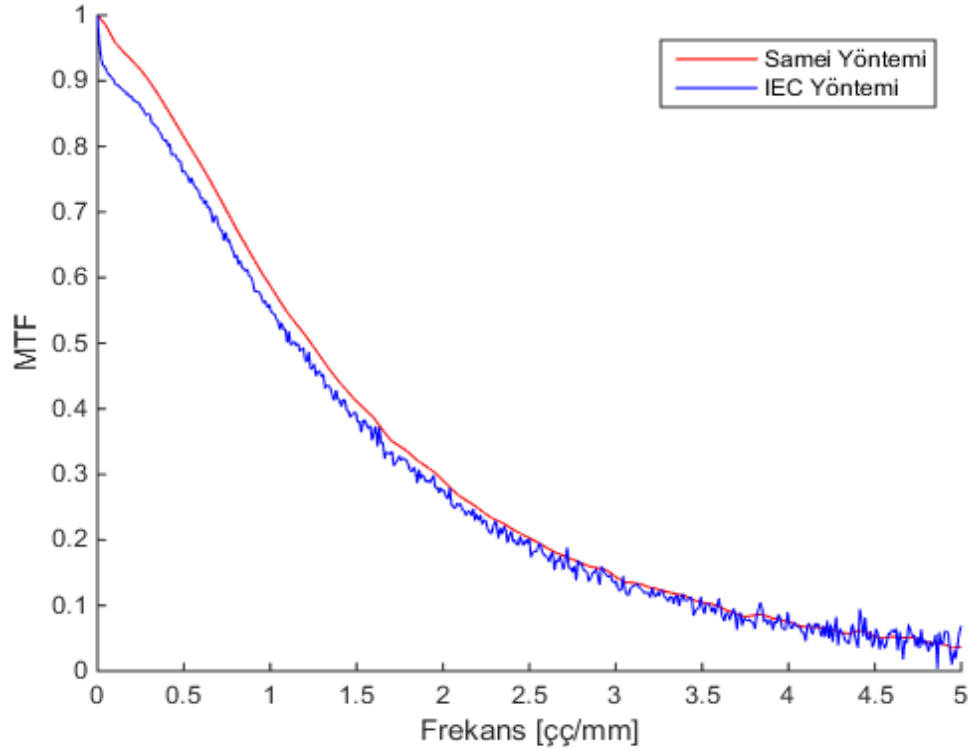
| Filtre Uzunluğu (mm) | Hanning (iMTF _n) | Kesme (iMTF _n) | Sıfırmala (iMTF _n) | Hanning (%Fark) | Kesme (%Fark) | Sıfırlama (%Fark) |
|----------------------|------------------------------|----------------------------|--------------------------------|-----------------|---------------|-------------------|
| Filtresiz | 0,20 | 0,20 | 0,20 | --- | --- | --- |
| 2 | 0,43 | 0,39 | 0,33 | 110,41 | 90,70 | 58,81 |
| 5 | 0,35 | 0,32 | 0,30 | 70,07 | 58,06 | 45,91 |
| 20 | 0,28 | 0,25 | 0,25 | 37,05 | 21,84 | 19,92 |

Hanning penceresi ağırlığı, merkez bölgede en fazla kenarlara gidildikçe ağırlığı azalan bir filtredir. Merkezi LSF pikinde çok fazla bir değişiklik olmamakla birlikte gürültü bileşenlerinin dahil olduğu bölgeleri bastırmaktadır, ancak yok etmemektedir. Kesme işleminde ise gürültü bölgeleri tamamıyla yok edilmektedir. Sıfırlama işleminde ise LSF'in belirli bir bölgesi kesilerek, kesilen bölgelere 0 değeri verilmektedir. Sıfırlama işlemi yapılarak elde edilen MTF eğrilerindeki örnekleme sıklığı hiç filtrelenmeden elde edilen MTF eğrisi ile aynıdır.

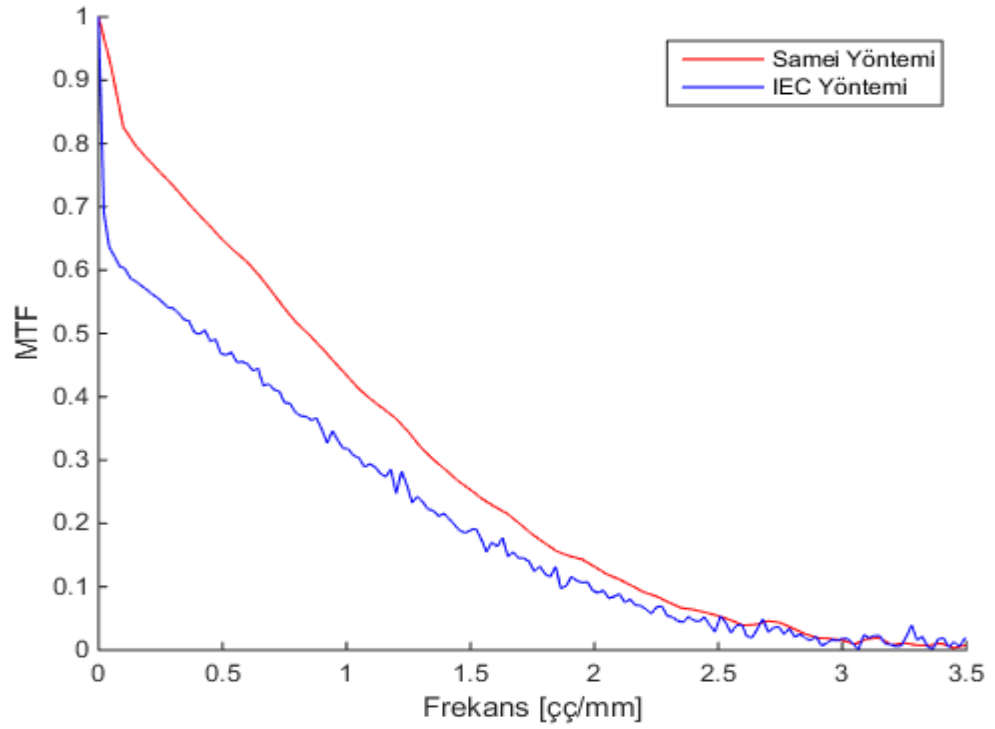
MTF eğrisindeki sıfıra yakın frekans bölgesinde IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, parıldama (*glare*) etkisinden ileri gelen bir düşüş görülmektedir. Benzer düşme IG3 geometrisinde de görülmektedir. Ancak burada parıldama etkisine ek olarak, saçıcı etkisi de mevcuttur. Dolayısı ile genlik azalımı çok daha fazladır. Filtreleme yöntemlerine bakıldığında filtre uzunluğu azaldıkça düşük frekanstaki etkilerden ileri gelen MTF'in ani düşüşü kaybedilmektedir.. Bundan dolayı $iMTF_n$ değerinde filtrelenmemiş LSF'e göre %35'e kadar bir farklılık oluşmaktadır. Ancak kesilim frekanslarında bir farklılık görülmemiştir. RQA5 demet kalitesinde Hanning, sıfırlama ve kesme filtrelerinde 50mm'lik filtre uzunluğunun kullanılması ile filtrelenmemiş LSF ile hesaplanan MTF'e göre $iMTF_n$ değerlerinde sırasıyla %4,27, %1,79 ve %1,51'lik bir fark bulunmuştur. Elde edilen farkların nedeni düşük frekanstaki parıldama etkisinin filtre uzunluğuna bağlı olarak azalmasıdır. Bu demet kalitesi için 50mm'lik LSF filtresinin kullanılması, MTF'teki dalgalanmaları azaltmıştır. Kesme ve sıfırlama işlemi 50mm'lik filtre uzunluğu kullanılarak uygulanması durumunda yakın değerler elde edilmiştir. Ancak kesme işlemi ile elde edilen MTF eğrisinde örnekleme 0,02çç/mm iken sıfırlama filtresinde örnekleme 0,01çç/mm'ye düşmüştür. Aynı uzunluk için sıfırlama işlemi kullanılması durumunda MTF'teki örnekleme sıklığı artmaktadır. Benzer sonuçlar RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri için de elde edilmiştir. IG3 geometrisine bakıldığında sıfırlama ve kesme işlemlerindeki bu durum aynıdır. Artan filtre uzunlukları ile sıfıra yakın frekanslardaki düşüş tam olarak yakalanamamaktadır ve bir bilgi kaybına neden olmaktadır. Saçıcı geometrisinde LSF filtreleme yöntemi kullanılırsa saçıcı etkisinin olduğundan daha az bulunacaktır. Bu da hesaplanacak olan eDQE değerlerini arttırarak sistem performans değerlendirilmesinin yanlış yapılmasına neden olacaktır.

5.6 Farklı MTF Hesaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Daha önce kenar görüntüsü kullanılarak MTF hesaplanmasında kullanılan yöntemler Bölüm 2.7.2, 4.1.3, 4.1.3.1–4.1.3.5'de anlatılmıştı. Burada ise bu yöntemler karşılaştırılmıştır. IG1 geometrisinde iki farklı yöntemle hesaplanan MTF eğrileri Şekil 5.17'te verilmiştir. IG3 geometrisinde hesaplanan MTF eğrileri Şekil 5.18'te verilmiştir.



Şekil 5.17 RQA5 demet kalitesinde Samei yöntemi ile IEC yönteminin karşılaştırılması



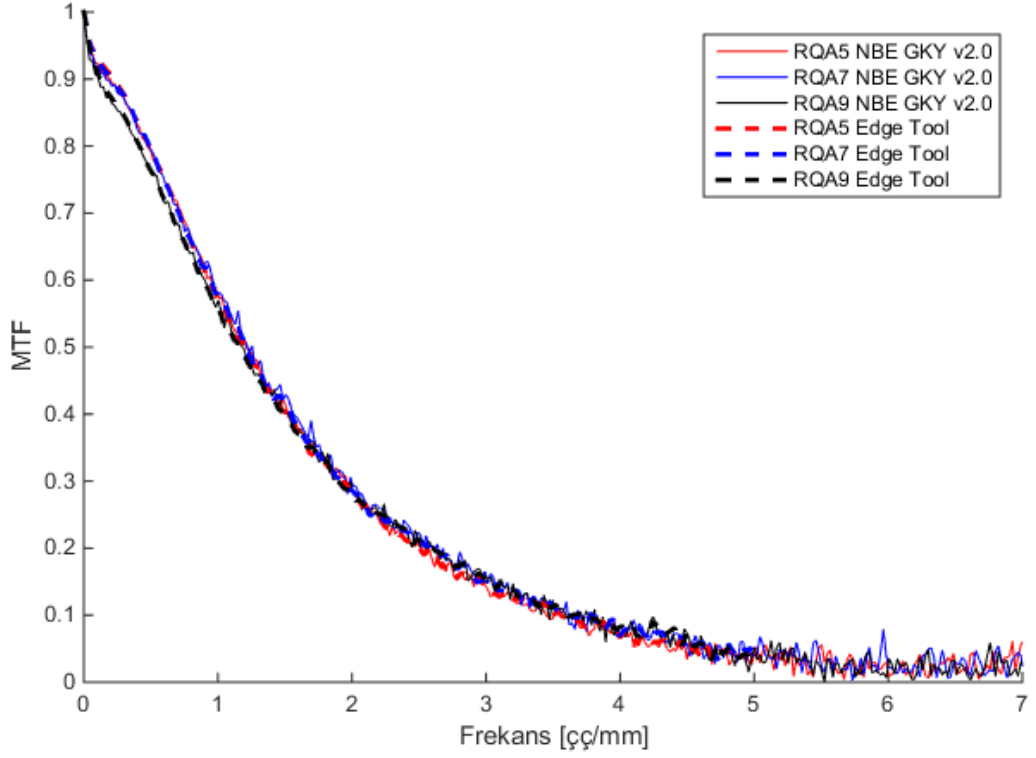
Şekil 5.18 IG3 25cm PMMA 90kVp Samei yöntemi ile IEC yönteminin karşılaştırılması

RQA5 demet kalitesinde Samei yöntemi için $iMTF_n$ değeri 0.42, IEC yönteminde ise 0.39 bulunmuştur. IG3 geometrisinde ise Samei yönteminde $iMTF_n$ değeri 0,28, , IEC yönteminde ise 0.20 bulunmuştur. Yöntemler arasın fark RQA demet kalitesi için %7,25, IG3 geometrisinde ise %27,05 bulunmuştur. İki yöntemle bulunan eğriler arasındaki farkın en temel nedeni, Samei'nin önerdiği yöntemde 20mm Hanning filtresi kullanılmasıdır. LSF'in 20mm Hanning filtresi ile pencerelenmesi, MTF in 0,05çç/mm örnekleme aralığı ile elde edilmesini sağlar. Ayrıca görüntülenen kenar fantomu ile alakalı olmayan yüksek frekans gürültünün bastırılması sağlanmıştır (Samei vd 1998). Yüksek frekans gürültünün en büyük bileşeni kenar dağılım fonksiyonuna uygulanan türev işleminden gelen sayısal gürültüdür.

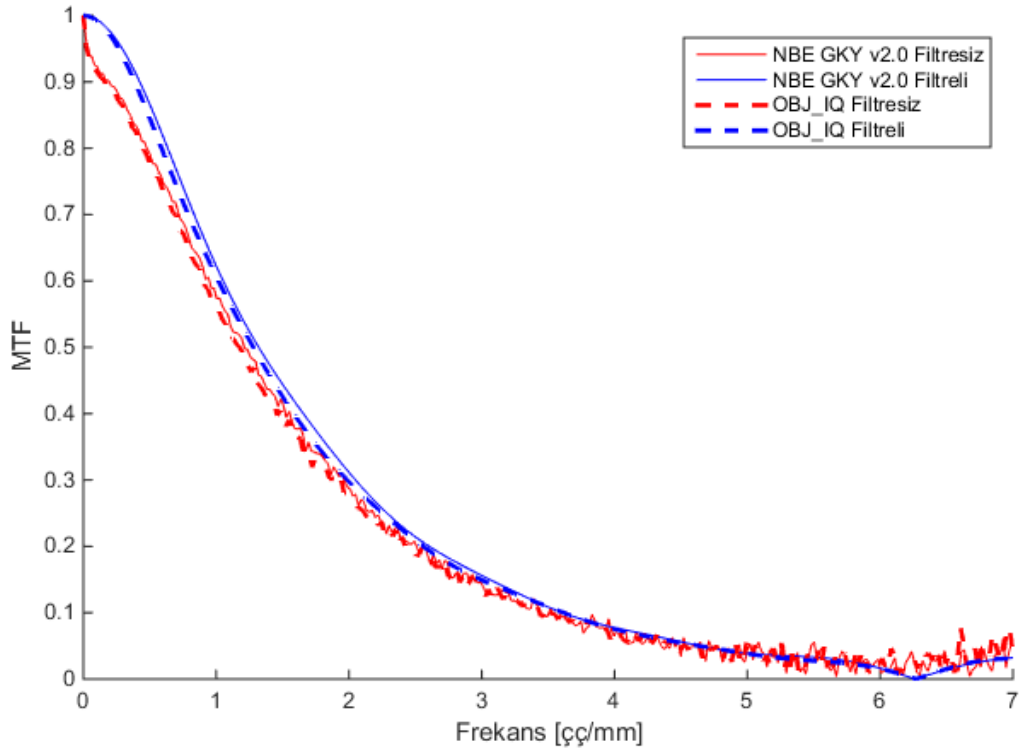
Türev operatörü yüksek frekans geçirgen bir filtre olarak görev görmektedir. IEC yönteminde ise MTF'in hesaplanması aşamalarında filtreleme ve yumuşatma gibi işlemler uygulanmadığı için saçıcıya bağlı olarak MTF'te azalma görülmektedir.

5.7 Farklı Yazılımlarla Hesaplanan MTF Sonuçlarının Karşılaştırılması

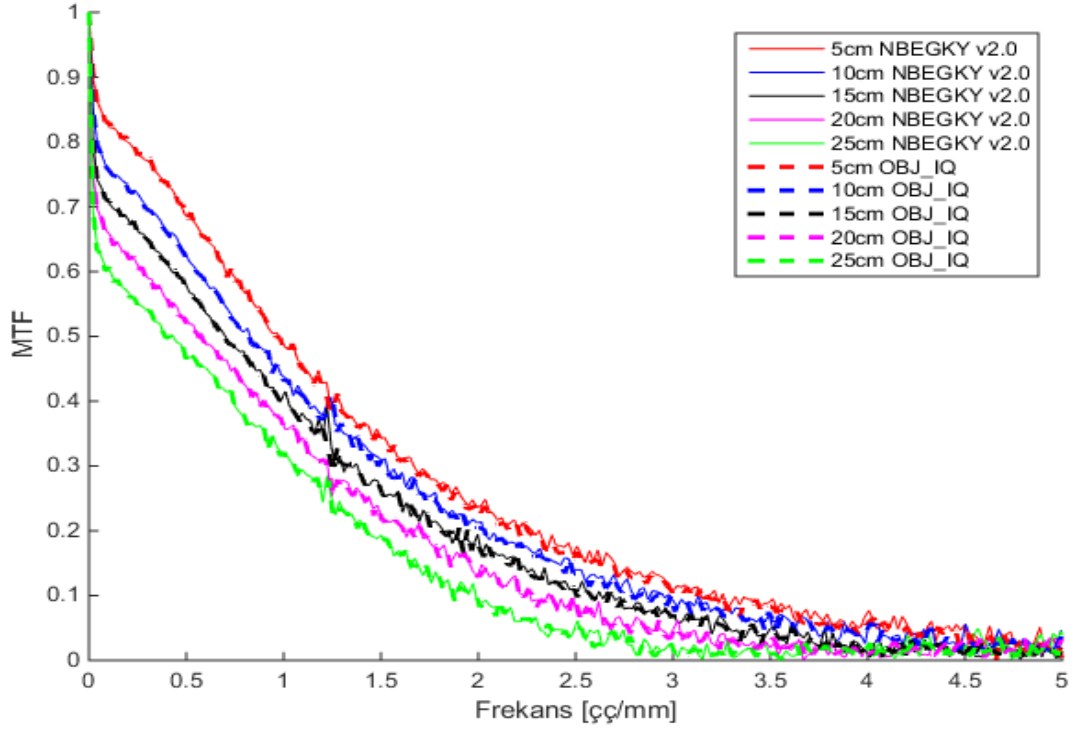
Buraya kadar, MTF hesaplanmasındaki her basamak ayrı ayrı incelenmiş ve MTF üzerindeki etkileri incelenmiştir. Burada MTF hesaplanmasında OBJ_IQ yazılımı, Gammex firmasının geliştirmiş olduğu Edge Tool yazılımı ve tez kapsamında geliştirilen yazılım karşılaştırılacaktır. Edge Tool yazılımında MTF'in filtrelenmesi için bir isteğe bağlı bir tercih bulunmamaktadır. Dolayısı ile sadece RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde bir karşılaştırılma yapılmıştır. Sonuçlar Şekil 5.19'te verilmiştir. OBJ_IQ yazılımında ise filtreleme seçeneği bulunduğu için daha ayrıntılı bir karşılaştırma yapılmıştır. Sonuçlar IG1 geometrisi için Şekil 5.20'de, IG3 geometrisi için, Şekil 5.21'de IG3 geometrisi ve filtreli seçeneği için ise, Şekil 5.22'de verilmiştir. Her iki geometride elde edilen MTF'lerden hesaplanan $iMTF_n$ değerleri Çizelge 5.7 ve Çizelge 5.8'de verilmiştir.



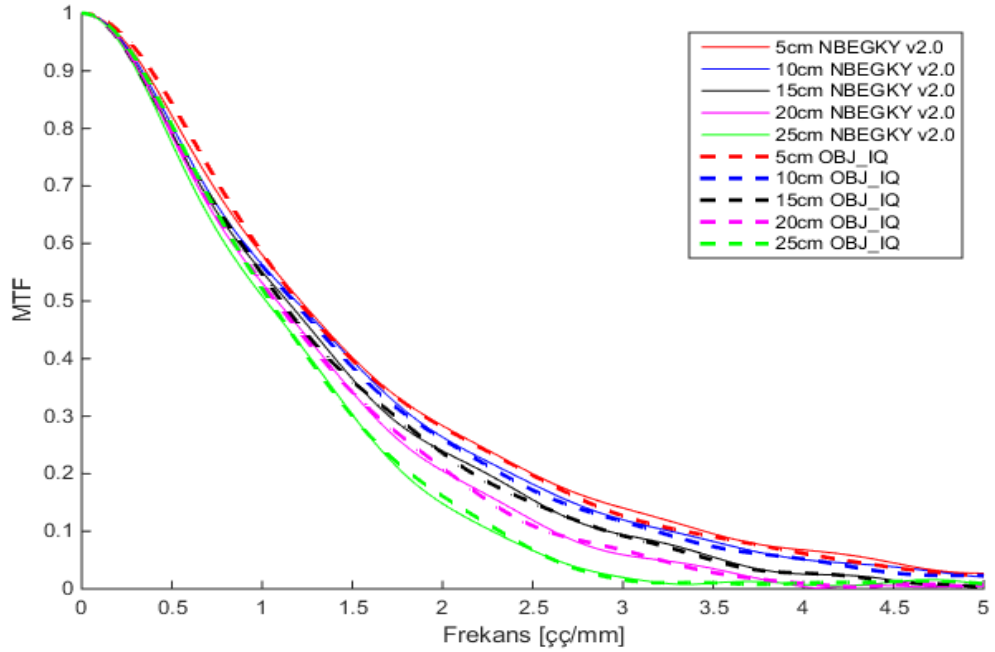
Şekil 5.19 RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde Edge Tool Image Analysis yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile edilen MTF'lerin karşılaştırılması



Şekil 5.20 RQA5 demet kalitesinde OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile LSF filtrenmeden ve filtrenenerek elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması



Şekil 5.21 IG3 Geometrisinde 90kVp demet kalitesi için 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25 cm PMMA kalınlıkları için OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması



Şekil 5.22 IG3 Geometrisinde 90kVp demet kalitesi için 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25 cm PMMA kalınlıkları için OBJ_IQ yazılımı ve NBE GKY v2.0 yazılımı ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması

Çizelge 5.7 LSF filtrelenerek elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması IG1 geometrisinde farklı demet kaliteleri için yazılımlarla elde edilen $iMTF_n$ değerleri ve yazılımlar arasındaki fark

| Yazılım | OBJ_IQ | OBJ_IQ _{trunc} | Gammex | NBEGKY | NBEGKY _{sıfırlama} | OBJ_IQ- NBEGKY (%Fark) | OBJ_IQ _{trunc} - NBEGKY _{sıfırlama} (%Fark) | Gammex- NBEGKY (%Fark) |
|---------|--------|-------------------------|--------|--------|-----------------------------|------------------------------|---|------------------------------|
| RQA5 | 0.41 | 0.44 | 0.41 | 0.40 | 0.43 | 2.25 | 2.53 | 1.85 |
| RQA7 | 0.42 | 0.45 | 0.41 | 0.40 | 0.44 | 2.88 | 2.51 | 1.85 |
| RQA9 | 0.40 | 0.44 | 0.40 | 0.39 | 0.44 | 2.67 | 1.72 | 2.29 |

Çizelge 5.8 IG3 geometrisinde farklı demet kaliteleri için yazılımlarla elde edilen $iMTF_n$ değerleri ve yazılımlar arasındaki fark

| PMMA Kalınlığı | OBJ_IQ | OBJ_IQ _{trunc} | NBEGKY | NBEGKY _{sıfırlama} | OBJ_IQ- NBEGKY (%Fark) | OBJ _{trunc} - NBEGKY _{sıfırlama} (%Fark) |
|-------------------|--------|-------------------------|--------|-----------------------------|------------------------------|--|
| 5cm | 0.35 | 0.42 | 0.35 | 0.42 | 1.16 | 0.09 |
| 10cm | 0.31 | 0.4 | 0.31 | 0.4 | 1.26 | 1.54 |
| 15cm | 0.28 | 0.38 | 0.28 | 0.38 | 0.81 | 0.72 |
| 20cm | 0.24 | 0.36 | 0.24 | 0.36 | 0.62 | 0.23 |
| 25cm | 0.2 | 0.33 | 0.21 | 0.33 | 0.64 | 2.22 |

Tez kapsamında geliştirilen yazılımla, Gammex Edge Tool yazılımı karşılaştırıldığında IG1 geometrisinde MTF eğrileri arasındaki en büyük fark %2,29 olarak bulunmuştur. Aynı analiz IG3 geometrisinde 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25cm PMMA kalınlıkları için 70kVp, 90kVp ve 120kVp de tekrarlanmış, elde edilen en büyük fark %3 ün altında bulunmuştur.

IG1 geometrisinde OBJ_IQ yazılımı ile karşılaştırma yapıldığında, filtrelenmemiş LSF ile elde edilen MTF eğrileri arasındaki fark %2,88, filtrelenmiş LSF seçenekleri ile elde edilen MTF eğrileri arasındaki en büyük fark %2,53 olarak bulunmuştur. IG3 geometrisi için ise en büyük fark, filtrelenmiş LSF ile elde edilen MTF'ler için, %2,22 olarak bulunmuştur.

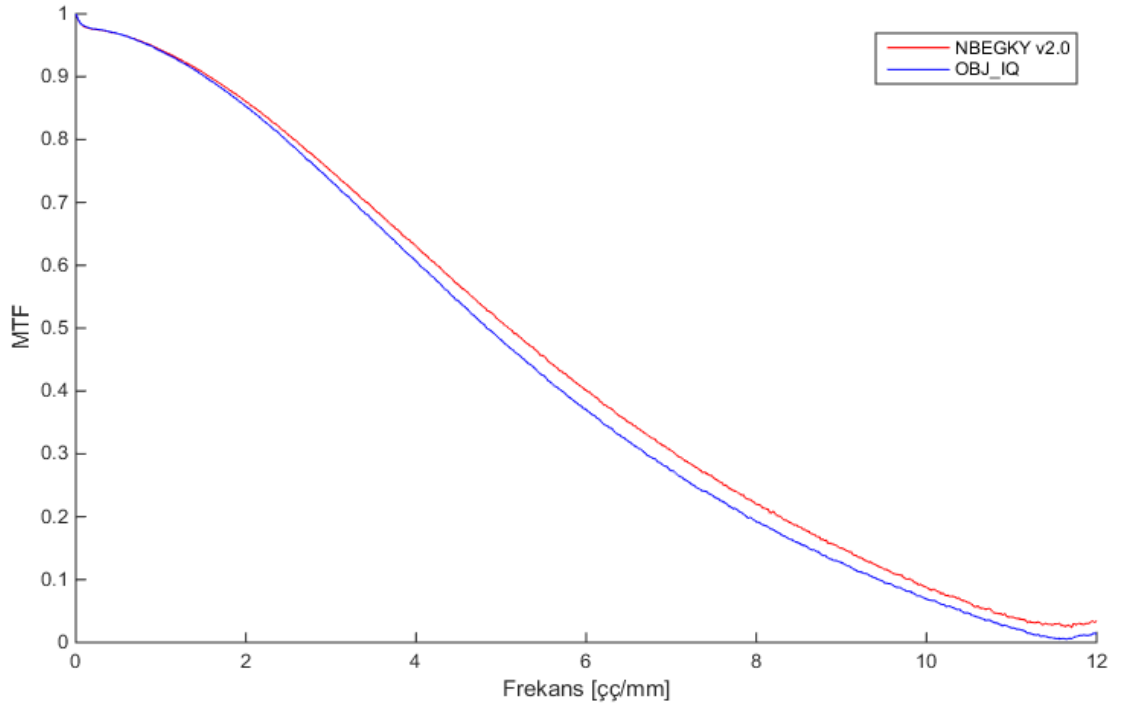
LSF'in filtrelendiğinde MTF eğrilerinde bazı yerlerde uyumsuzluk görülmektedir. Bunun sebebi LSF tepe noktasının OBJ_IQ yazılımında bazı durumlar için filtre uzunluğunun merkezi olarak alınmamasıdır. NBEGKY v2.0 yazılımında ise LSF tepe noktası filtre uzunluğunun merkezi olarak alınmıştır. IG3 geometrisinde 90kVp için filtrelenmiş LSF kullanılması MTF'teki saçıcı etkilerinin yok olmasına neden olmuştur. Ancak artan PMMA kalınlığı ile kesilim frekansları da azalmaktadır. Bunun nedeni kalınlığın artması ile saçılım kesri artmaktadır ve uzaysal çözünürlük bozulmaktadır. Benzer analizler IG3 geometrisinde 70kVp ve 120kVp için tekrarlanmış, benzer sonuçlar bulunmuştur.

5.8 Farklı Sistemlerle Elde Edilen MTF'lerin Karşılaştırılması

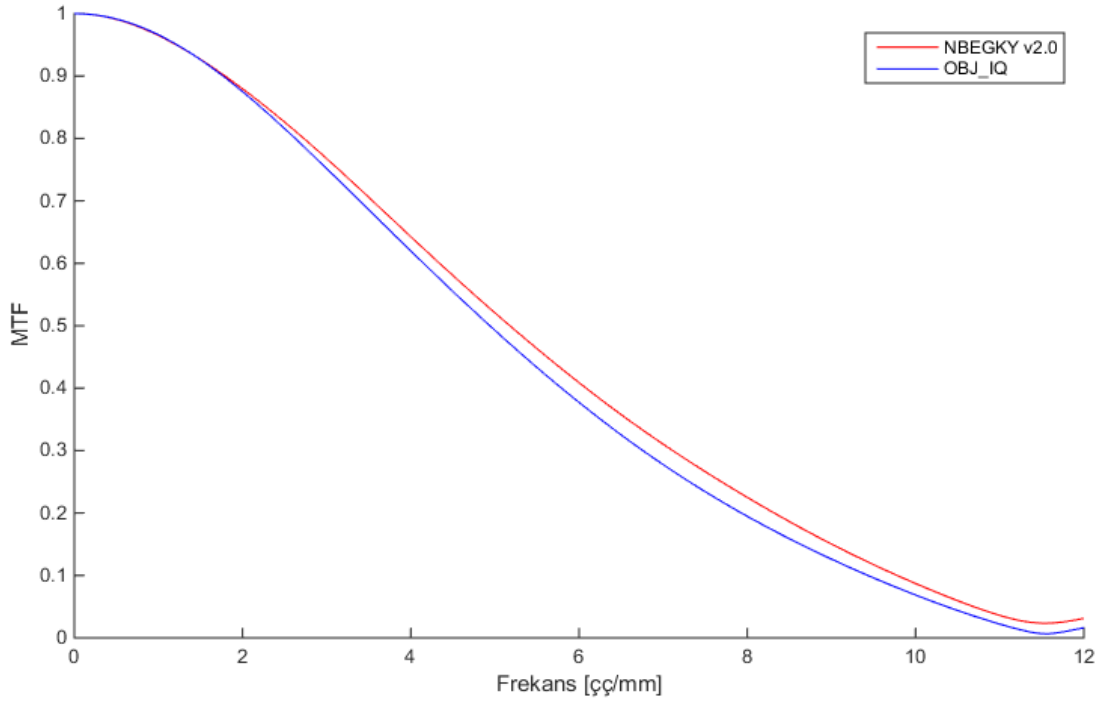
Burada farklı sistemlerden alınan kenar görüntüleri kullanılarak, oluşturulan algoritmalar ve OBJ IQ yazılımından elde edilen veriler ile karşılaştırılacaktır. Bunun için DR2, DR3 ve DM1 sistemlerinde IG1 ve IG2 geometrileri kullanılarak elde edilen modülasyon transfer fonksiyonları OBJ_IQ yazılımı ile filtreli ve filtresiz olarak karşılaştırılmıştır. Sonuçlar Şekil 5.23 -Şekil 5.26'da verilmiştir.

Çizelge 5.9 Farklı sistemlere ait doz yanıtları

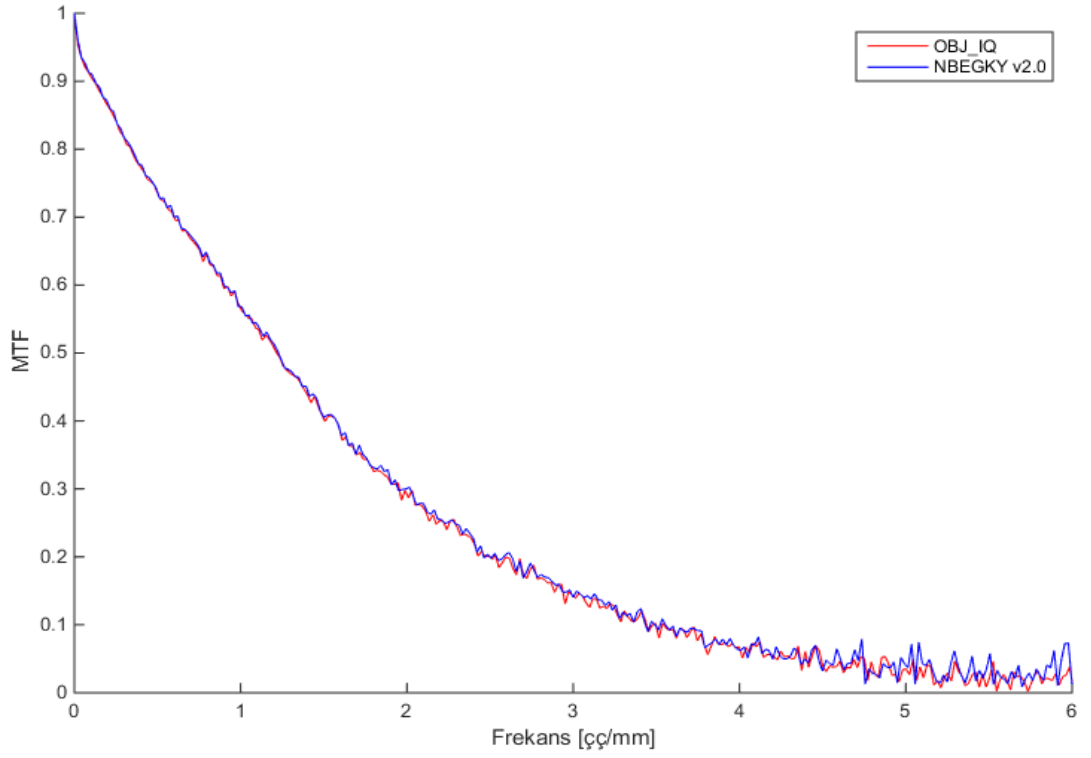
| | Sistem | | | | |
|----------------------|-----------------|--------|-----------------------|----------|-----------------|
| | DR2 | | DR3 | | DM1 |
| Doz Yanıt Fonksiyonu | $f(x) = Ax + B$ | | $f(x) = A \ln(x) + B$ | | $f(x) = Ax + B$ |
| Demet Kalitesi | RQA 5 | RQA 7 | RQA 5 | RQA 7 | RQA-M2 |
| a Katsayısı | 128,83 | 165,83 | 2372,80 | 2318,70 | 1,34 |
| b Katsayısı | 104,21 | 53,54 | 14642,00 | 15008,00 | 51,61 |
| Regresyon Kaytsayısı | 0,9998 | 1,0000 | 1,0000 | 0,9999 | 0,9999 |



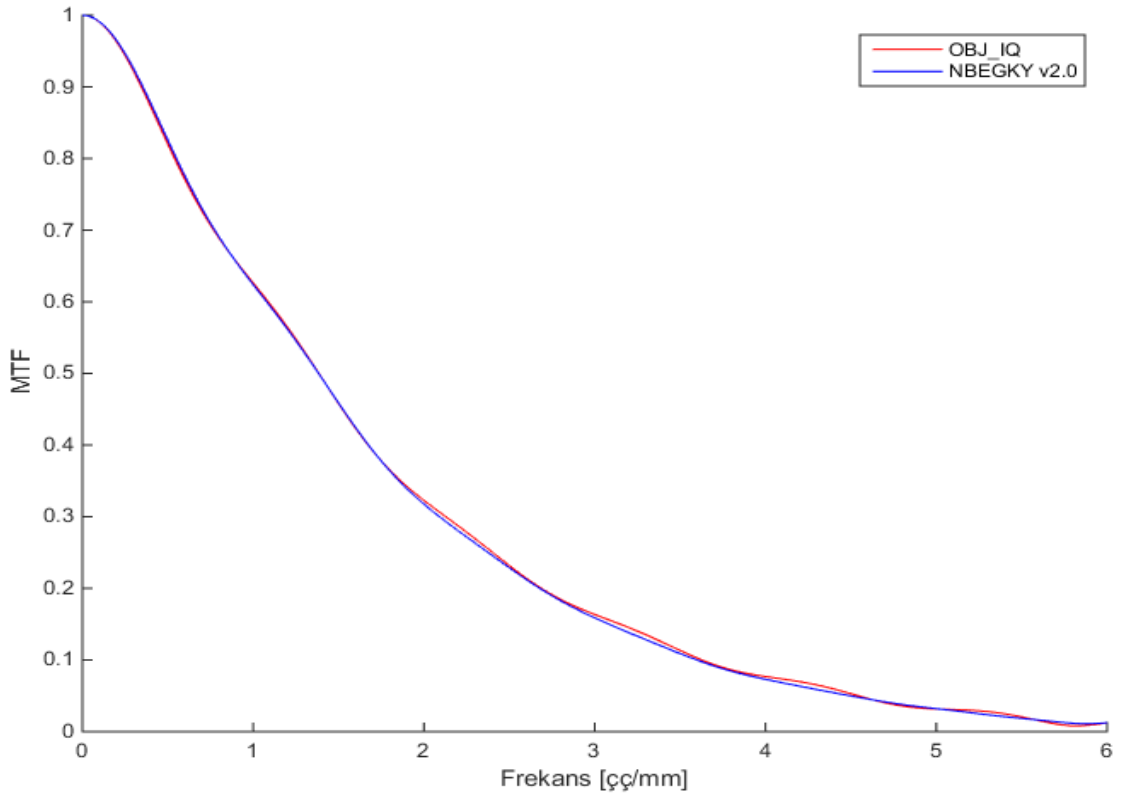
Şekil 5.23 DM1 sistemi ile 28kVp, Mo/Mo hedef/filtre için farklı yazılımlarla elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması



Şekil 5.24 DM1 sistemi ile 28kVp, Mo/Mo hedef/filtre için farklı yazılımlarla filtrelenmiş LSF ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması



Şekil 5.25 DR2 sistemi ile RQA5 demet kalitesinde elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması



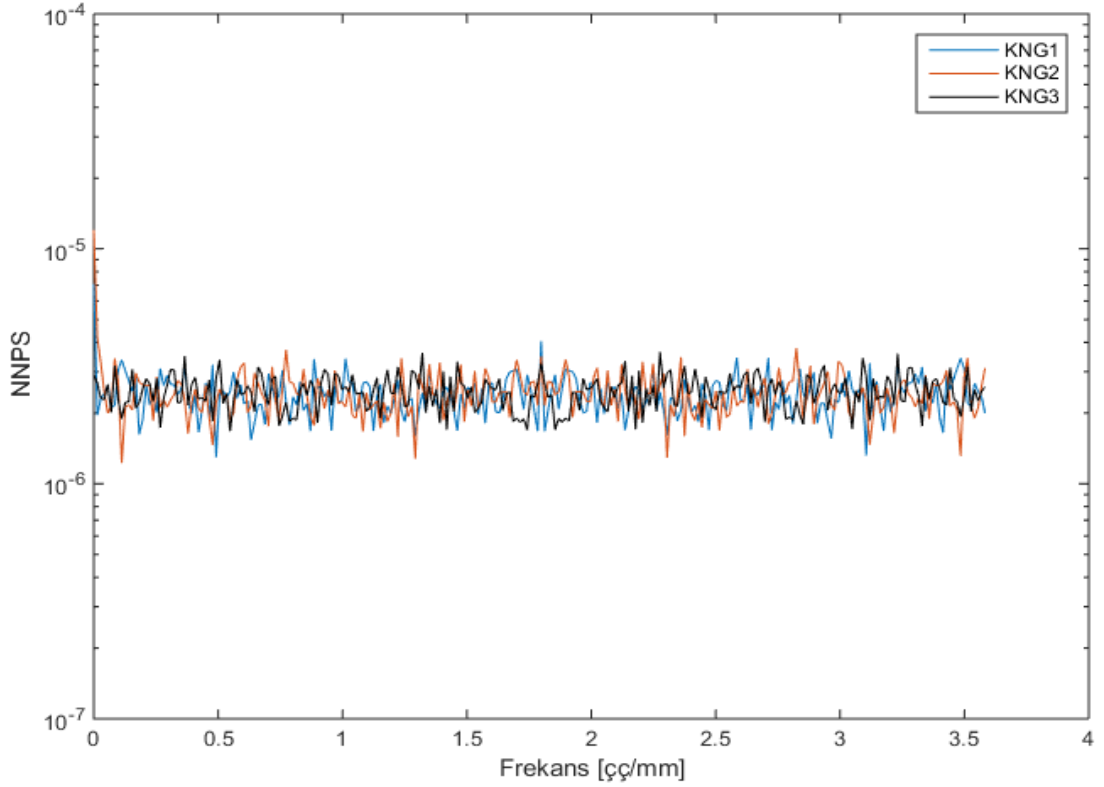
Şekil 5.26 DR2 sistemi ile RQA5 demet kalitesinde filtrelenmiş LSF ile elde edilen MTF'lerin karşılaştırılması

Farklı dijital sistemlerin kullanılması ile piksel boyutunun, x-ışını dönüşüm kristali özelliklerinin, geliştirilen yazılım kütüphaneleri üzerindeki etkisi test edilmiştir. Karşılaştırmalar OBJ_IQ yazılımı ile yapılmıştır. DM1 sistemi için filtrelenmemiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'ler arasındaki fark %2,18, filtrelenmiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'ler arasındaki fark %2,03 olarak bulunmuştur. DR2 sistemi için ise filtrelenmemiş ve filtrelenmiş LSF kullanılarak elde edilen MTF'ler arasındaki fark, sırasıyla %0,98 ve %0,68 olarak bulunmuştur.

5.9 Farklı Parametrelerin NNPS Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Normalize gürültü güç spektrumunun hesaplanması için Şekil 4.11'de verilen akış diyagramı kullanılarak *NNPSTool* aracı oluşturulmuştur. *NNPSTool* aracında; ilgi alanı boyutu, alt ilgi alanı boyutu, topuk etkisinin çıkarılması için *Detrend Factor*, kesişim oranı seçenekleri mevcuttur. Burada *Detrend Factor*, her bir alt ilgi alanının ne kadar sıklıklar örneklenerek iki boyutlu polinom çakıştırılmasının yapılacağını belirler. Bu değer yazılımda 2, 4, 8, 16 ve 32 olarak seçilebilir. Düşük değerlere gidildikçe örnekleme sıklığı artar.

Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories'den alınan, ilintisiz gürültülü ideal görüntüler kullanılarak NNPS hesaplaması için oluşturulan fonksiyonlar test edilmiştir (Şekil 5.27). Burada bir noktadaki gürültü, diğer noktadaki gürültü ile ilgisi olmadığı için NNPS eğrisi düz bir davranış sergilemektedir. Gürültünün etkisi ile NNPS'in dalgalanmasına neden olmuştur.

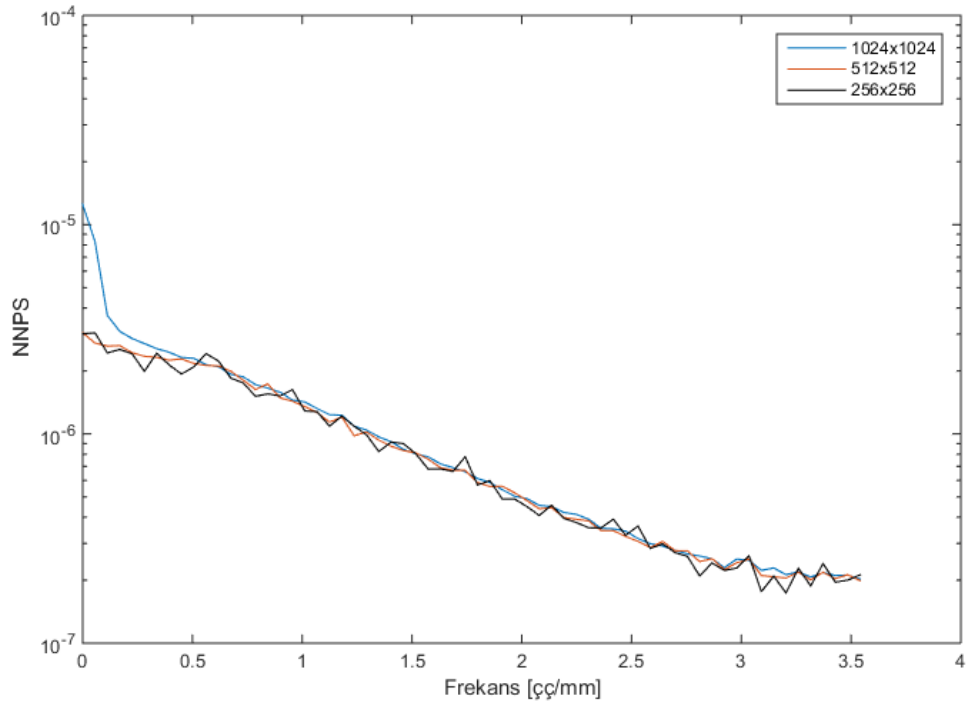


Şekil 5.27 Bilgisayar ortamında oluşturulmuş ideal görüntüler ile hesaplanan NNPS'ler

NNPSToll aracındaki farklı parametrelerin NNPS üzerindeki etkilerinin incelenmesi için IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde elde edilen homojen görüntü kullanılarak;

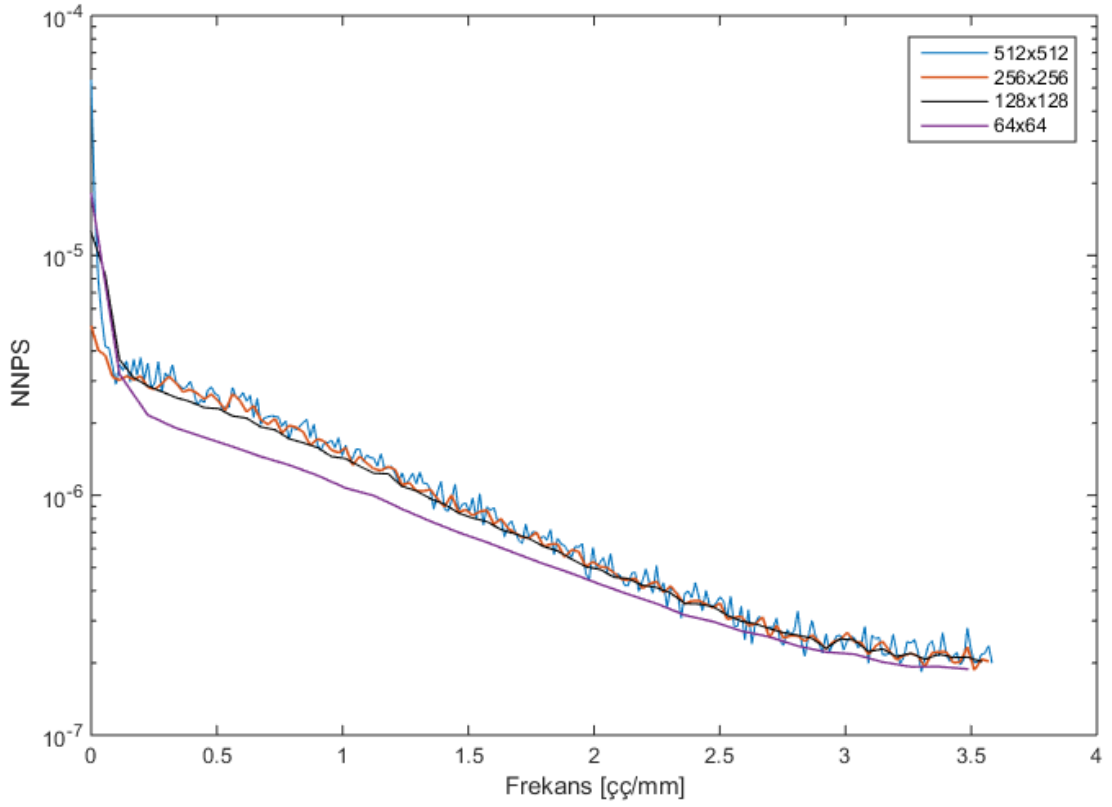
- 1) Kare ilgi alanı boyutu 1024,512 ve 256 olarak seçilmiş hiçbir kesişim ve detrend işlemi uygulanmadan, alt ilgi alanı boyutu 128 olarak sabit tutulmuştur
- 2) Kare ilgi alanı boyutu 1024 olarak sabit tutularak, hiçbir kesişim ve detrend işlemi uygulanmadan, alt ilgi alanı boyutu değiştirilerek 512, 256, 128 ve 64 seçilmiştir,
- 3) Kare ilgi alanı 1024, alt ilgi alanı 128 seçilerek farklı kesişim yüzdeleri uygulanmıştır,
- 4) Kare ilgi alanı 1024 seçilerek, alt ilgi alanı 128 ve 256 seçilmiş, farklı *Detrend Factor* seçeneklerinin NNPS üzerindeki etkisi incelenmiştir,
- 5) IG3 geometrisinde Kare ilgi alanı 1024 seçilerek, alt ilgi alanı 128 ve 256 seçilmiş, farklı *Detrend Factor* seçeneklerinin NNPS üzerindeki etkisi incelenmiştir.

IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesi kullanılarak ilgi alanı boyutunun NNPS üzerindeki etkisine bakılmıştır. Bu amaçla 1024x1024, 512x512, 256x256 boyutlarındaki ilgi alanları 128x128 alt ilgi alanlarına bölünerek NNPS hesaplanmıştır(Şekil 5.28). İlgi alanı boyutu azaldıkça düşük frekansta gözlenen topuk etkisinin kaybolduğu görülmüştür. İlgi alanının 1024x1024 olarak seçilmesi durumunda, NNPS'teki dalgalanmalar azalmıştır. Çünkü ilgi alanı arttığında ortalaması alınan görüntü sayısı artmıştır.



Şekil 5.28 IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde, farklı boyutlardaki ilgi alanlarının 128x128'lik alt ilgi alanına bölünmesi ile elde edilen NNPS

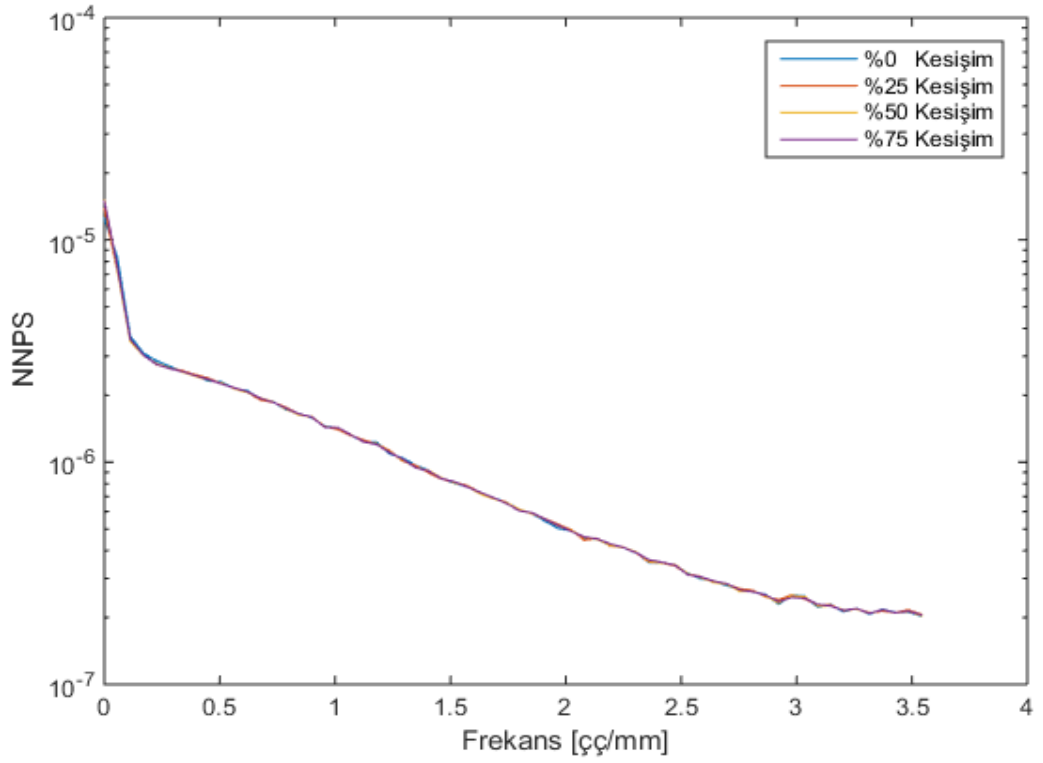
IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesi kullanılarak ilgi alanı boyutu 1024x1024 olarak sabit tutulmuş alt ilgi alanı ise 512x512, 256x256, 128x128 ve 64x64 piksellik alanlara bölünerek NNPS hesaplanmıştır (Şekil 5.29). Alt ilgi boyutuna göre ortalama alınacak görüntü sayısı sırasıyla 4, 16, 64 ve 256 olacaktır. Alt ilgi alanı boyutunun azalması ile daha fazla görüntünün ortalaması alındığı için topuk etkisinin neden olduğu düşük frekanstaki etkinin arttığı görülmüştür. Benzer nedenden dolayı NNPS'teki dalgalanmalar da azalmıştır. Alt ilgi alanı boyutu 64x64 piksel değerine indiğinde diğer alt ilgi alanı boyutlarına göre, NNPS'in daha düşük çıkmasına neden olmuştur. Bunun nedeni ortalama alınacak görüntü sayısının çok fazla artmasıdır. Böylece gürültü beklenenden daha düşük olmuştur.



Şekil 5.29 IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesinde sabit ilgi alanı boyutunun (1024x1024) farklı boyutlarda alt ilgi alanlarına bölünmesi ile elde edilen NNPS'lerin karşılaştırılması

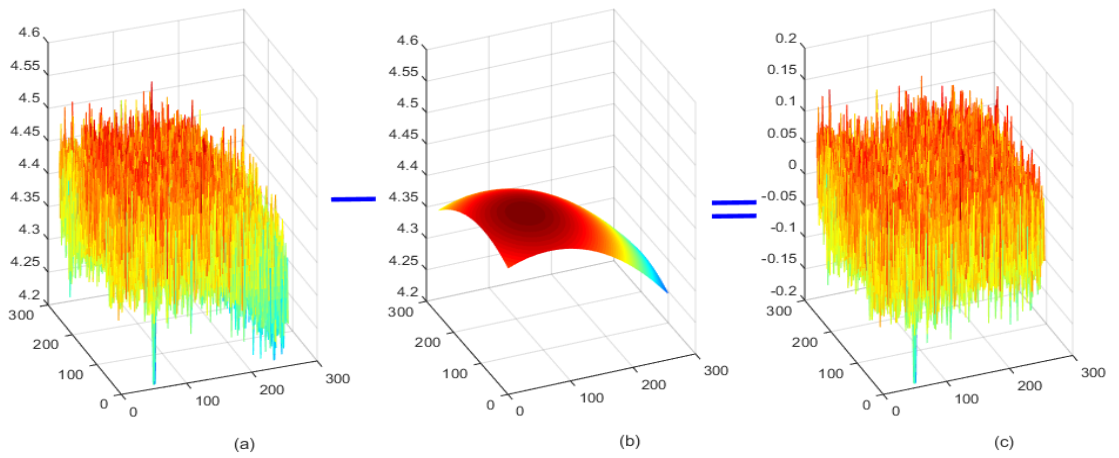
IEC 62220-1 standardı NNPS ilgi alanının, alt ilgi alanlarına bölünmesi sırasında, alt ilgi alanının bir önceki alt ilgi alanının %50'si ile üst üste gelmesini (*overlap*) önermektedir. Bu etkinin incelemesi için 1028x1028 ilgi alanı, 128x128 alt ilgi alanlarına bölünerek farklı üst üste gelme yüzdelerinde NNPS'in değişimi incelenmiştir (Şekil 5.30).

Sonuç olarak 1024 piksel boyutundaki kare ilgi alanı 128 piksellik alt ilgi alanlarına bölündüğü zaman sistemin gürültü karakteristiğinin elde edilmesi için yereli miktarda bölgenin tarandığı görülmektedir. Böylece bu boyuttaki ilgi alanı seçimi için kesişim oranının artırılmasına gerek kalmamaktadır.



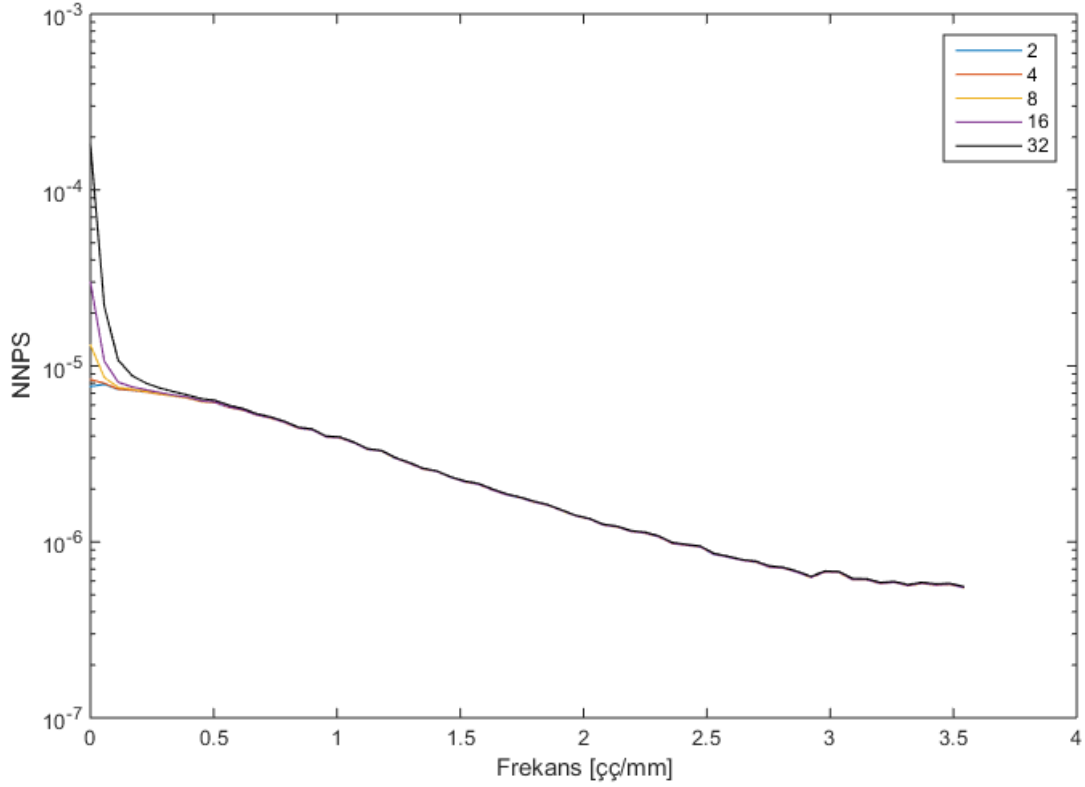
Şekil 5.30 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde alt ilgi alanının kesişim yüzdesine göre NNPS'e etkisi

NNPS hesabın yapılmasında diğer bir etki de düşük frekanslı sistematik hataların çıkarılması için uygulanan işlemdir (*detrending*). *NNPS Tool* aracında bu işlem için alt ilgi alanlarının her birine iki boyutu polinom çakıştırılmış ve görüntünün kendisinden çıkarılmıştır. Uygulanan işlem Şekil 5.31'teki gibidir.



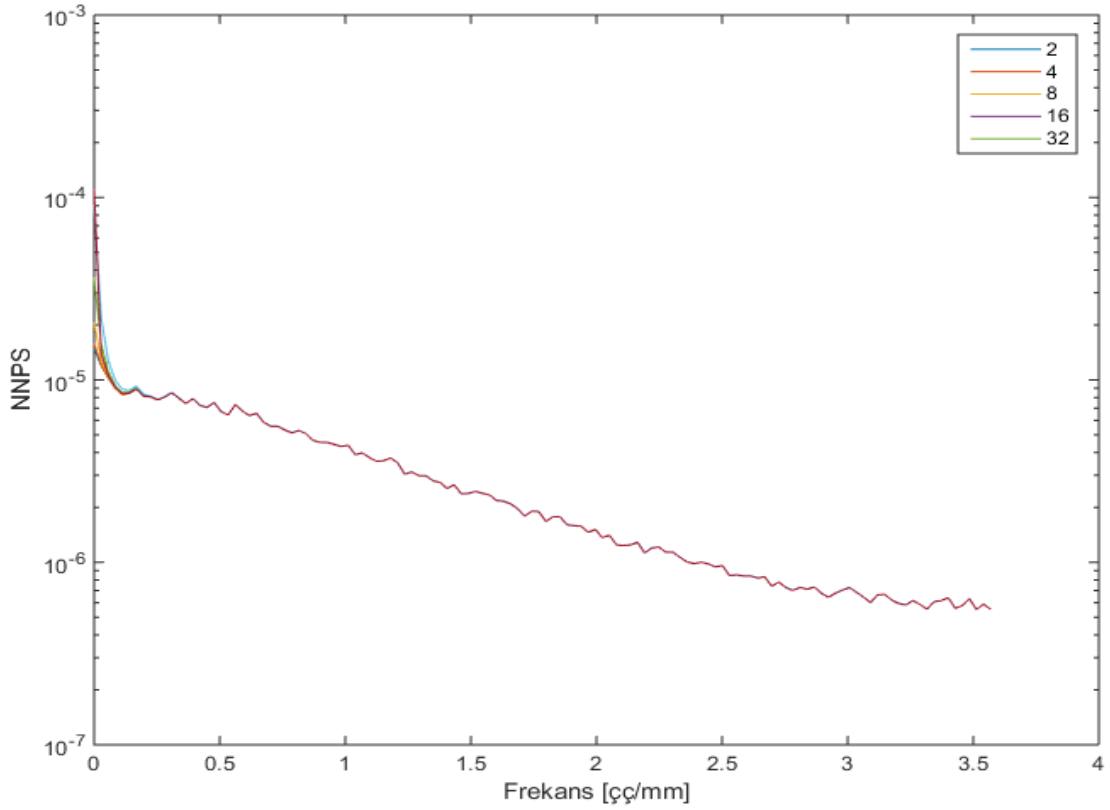
Şekil 5.31 (a) Düşük frekans gürültü oluşturan etkileri kaldırmak için alt ilgi alanının (b) iki boyutlu polinom fit edilerek (c) kendisinden çıkarılmış şekli

Bu parametrenin NNPS'e etkisinin incelenmesi için IG1 geometrisinde RQA5 demet kalitesi için 1024x1024 ilgi alanı, sırasıyla 128x128 ve 256x256'lık alt ilgi alanlarına bölünmüş ve farklı *Detrend Factor* seçenekleri için NNPS hesaplanmıştır (Şekil 5.32 ve Şekil 5.33).



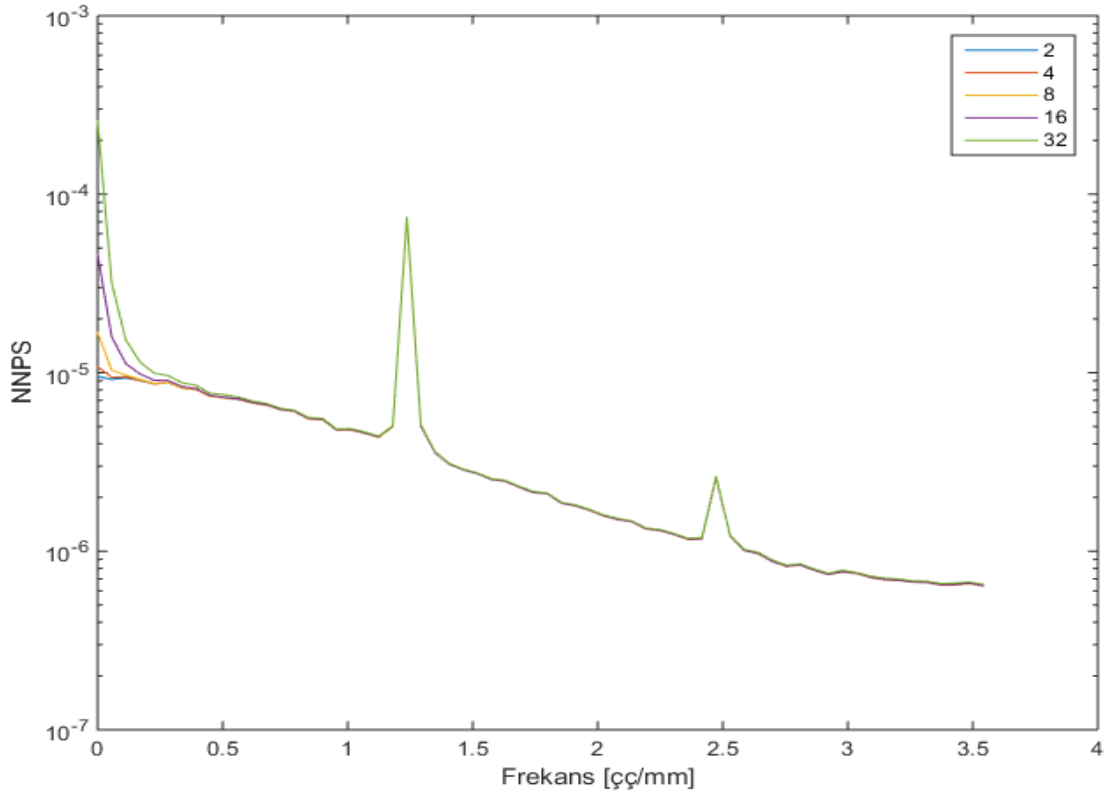
Şekil 5.32 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, 1024x1024 ilgi alanı 128x128'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS

1024x1024 ilgi alanı 128x128 ilgi alanına bölünerek ve detrend parametresi 2 veya 4 seçilmesi durumunda düşük frekanstaki topuk etkisinin neden olduğu değişim tamamıyla kaldırılmıştır. 256x256'lık alt ilgi alanı boyutunda ise düşük frekanstaki heel etkisinin neden olduğu değişim tamamıyla kaldırılamamıştır. Benzer analiz IG1 geometrisinde RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri için tekrarlanmış ve aynı sonuç bulunmuştur.

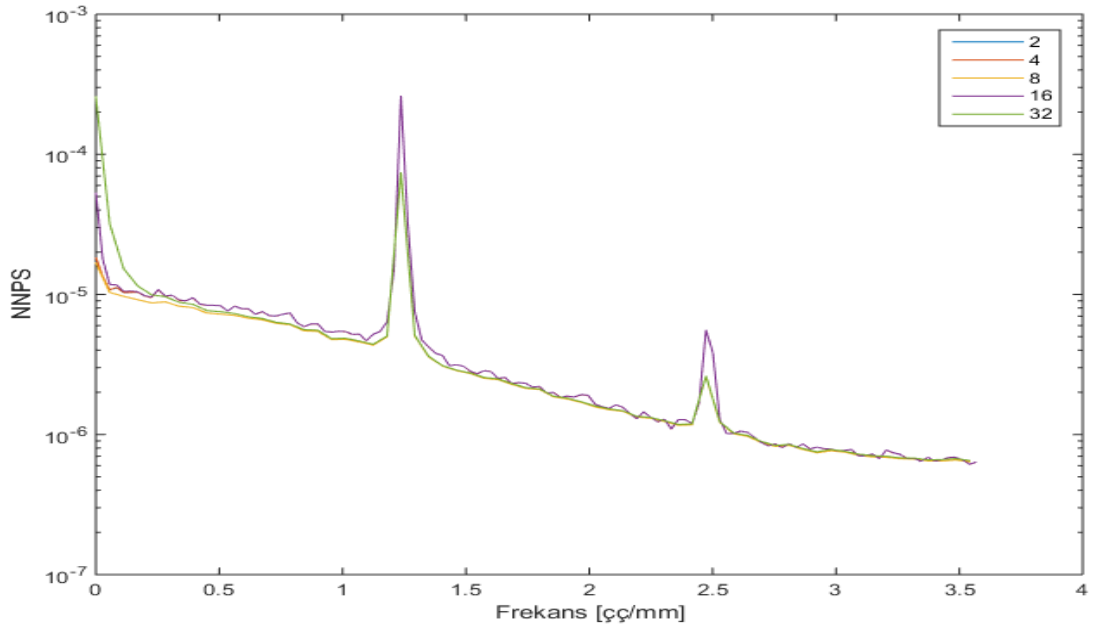


Şekil 5.33 IG1 geometrisi RQA5 demet kalitesinde, 1024x1024 ilgi alanı 256x256'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS'ler

Saçıcının varlığında detrend parametresinin NNPS'e etkisinin incelenmesi için IG3 geometrisinde 90kVp demet kalitesi için 1024x1024 ilgi alanı, sırasıyla 128x128 ve 256x256'lık alt ilgi alanlarına bölünmüş ve farklı *Detrend Factor* seçenekleri için NNPS hesaplanmıştır (Şekil 5.34 ve Şekil 5.35). Elde edilen veriler IG1 geometrisinde bulunan sonuçlar ile uyumludur. IG3 geometrisinde grid kullanımını da mevcuttur ve NNPS'te periyodik olarak tekrarlanan tepeler olarak görülmektedir. Bu tepelerin iki adet olmasının nedeni katlanma (*aliasing*)'ten kaynaklanmaktadır ve iki tepe arasındaki frekansla kendini tekrar etmektedir. Ancak sistemin Nyquist frekansının 3,5 olmasından dolayı NNPS eğrisinde sadece iki tepe olarak görülmektedir. Alt ilgi alanı 256x256 seçilmesi ile grid'in neden olduğu artefakt'ın genliğinde artan detrend faktörü ile azalma gözlenmiştir. Ancak alt ilgi alanı 128x128 seçildiğinde grid artefaktlarının neden olduğu tepelerin genliğinde bir değişim gözlenmemiştir.



Şekil 5.34 IG3 geometrisinde 25cm PMMA, 90kVp için 1024x1024 ilgi alanı 128x128'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS



Şekil 5.35 IG3 geometrisinde 25cm PMMA, 90kVp için 1024x1024 ilgi alanı 256x256'lık ilgi alanına bölünerek, detrend parametresinin farklı seçimlerinde elde edilen NNPS

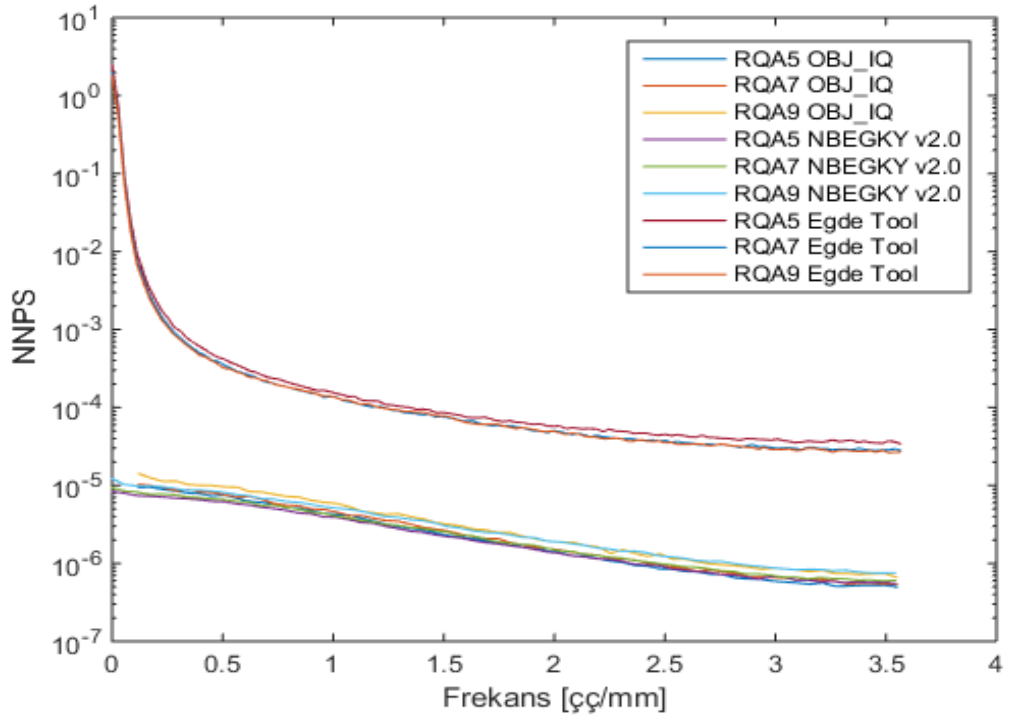
5.10 Farklı Yazılımlar Kullanılarak Elde Edilen NNPS'lerin Karşılaştırılması

Önceki bölümde, NNPS'in hesaplanmasındaki her basamak ayrı ayrı incelenmiş ve NNPS üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu kısımda ise OBJ_IQ yazılımı, Gammex firmasının geliştirmiş olduğu Edge Tool yazılımı, tez kapsamında geliştirilen yazılımla karşılaştırılmıştır. Şekil 5.36'de görüldüğü üzere Edge Tool ile elde edilen NNPS eğrileri, diğer iki yazılımla hesaplanandan farklıdır. Bunun sebebi Edge Tool yazılımının elde edilen NPS eğrisini geniş alan değerinin karesine bölmemesidir. Ayrıca Edge Tool yazılımının düşük frekans gürültüsünün çıkarılması için bir işlem yapmadığı düşük frekanslardaki tepe varlığından anlaşılmaktadır. OBJ_IQ yazılımı ise geniş alan sinyalinin karesine bölme işlemi yaparak NNPS eğrisini çıktı olarak vermektedir. Bu durum tez kapsamında geliştirilen yazılım ile uyumludur.

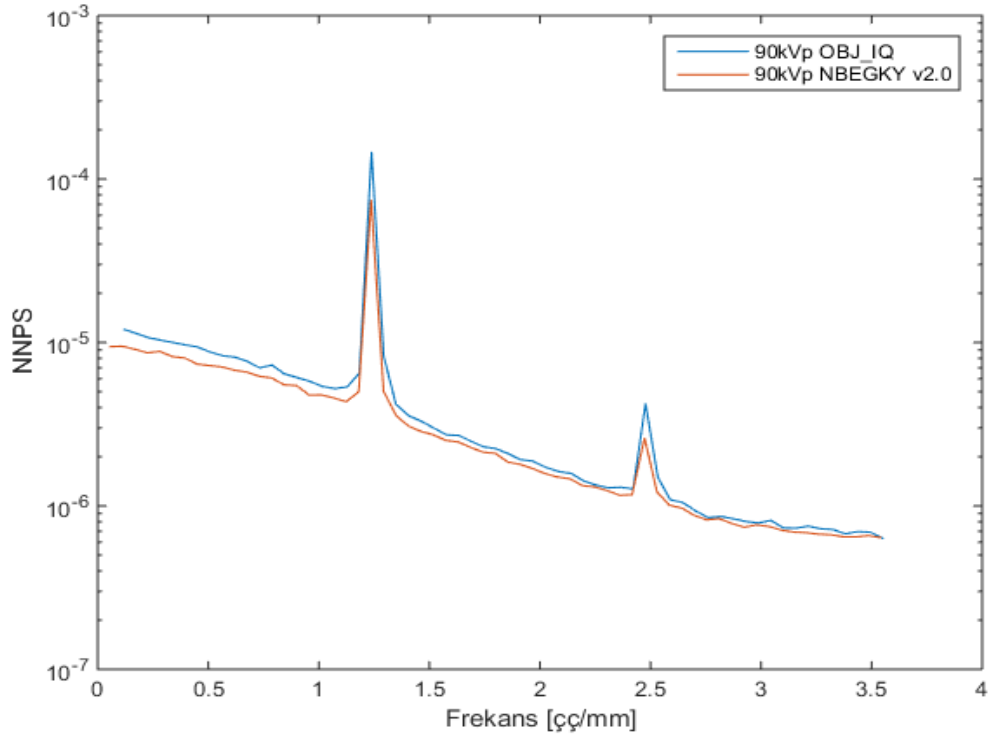
Normalize gürültü güç spektrumu, odak noktası ve anot eksenine dik ve yatay yönde hesaplanan bir metriktir. Bu hesaplama 2 boyutlu NNPS in tek boyuta indirgenmesi sırasında yatay ve dikey yönde alınan profillerin ortalaması ile yapılır. Klinik koşulların dahil edildiği IG3 geometrisinde saçılan ışınların azaltılarak görüntü kalitesini arttırması amacıyla grid kullanılmaktadır.

Gridin varlığında, NNPS eğrilerinin bir yönünde grid frekansına uygun olarak bir veya katlanma etkisine bağlı olarak birden fazla pik görülebilmektedir.

IG3 geometrisi için 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25cm PMMA kalınlıkları için 70kVp, 90kVp ve 120 kVp değerlerinde elde edilen görüntüler kullanılmıştır. NNPS eğrileri Şekil 5.37'te OBJ_IQ yazılımı ile NBEGKY v2.0 yazılımı grid frekansının olduğu tarama yönü seçilerek karşılaştırılmıştır. Genel olarak eğriler uyumlu olsa da düşük frekanslarda fark mevcuttur. Frekans değeri 0,5ç/mm olan NNPS değerleri arasında %11'dir. Bunun sebebi yazılımlardaki algoritma farklılıklarından olduğu söylenebilir.



Şekil 5.36 RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde elde edilen NNPS'lerin OBJ_IQ, Gammex Edge Tool ve NBEKGY v2.0 karşılaştırılması



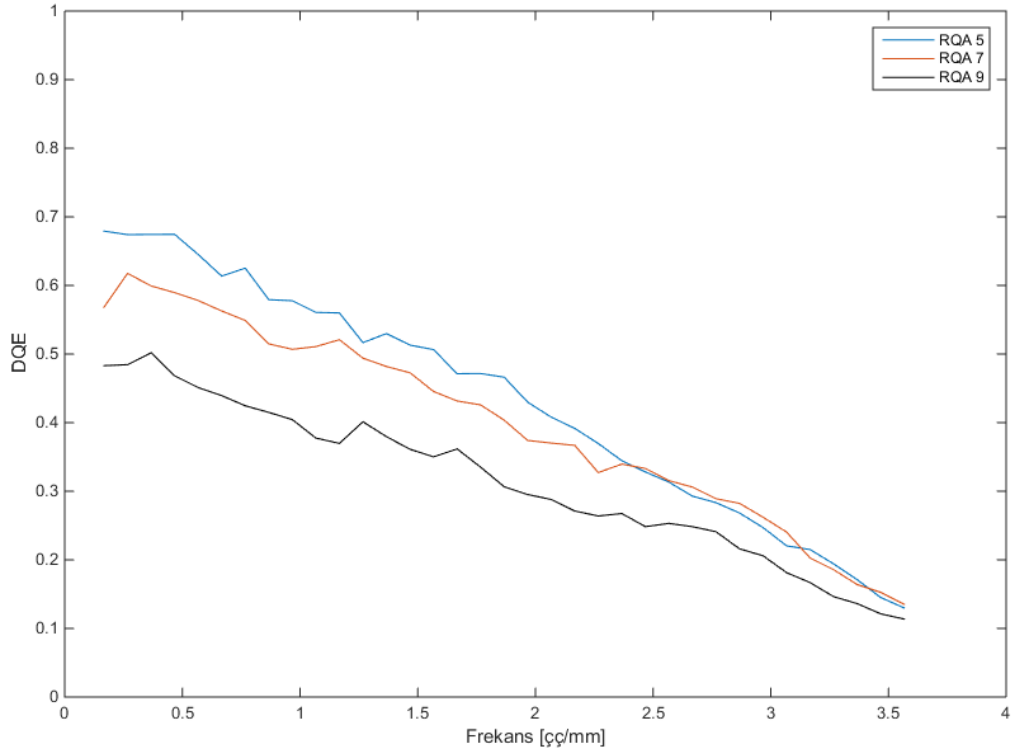
Şekil 5.37 IG3 geometrisinde 25cm PMMA 90kVp de elde edilen NNPS'lerin karşılaştırılması

5.11 Dedeksiyon Kuantum Verimliliğinin Hesaplanması

Dedeksiyon kuantum verimliliğinin hesaplanmasında *DQE/eDQETool* kullanılmıştır. Hesaplamaların yapılabileceği alternatif bir yazılım bulunmadığı için sonuçlarda karşılaştırma yapılamamıştır. IG1 geometrisi kullanılarak DR1 sisteminde hesaplanan sistem performansı Şekil 5.38’de verilmiştir. DQE hesaplanmasında kullanılan dedektör dozları ve foton sayıları Çizelge 5.10’de verilmiştir.

Çizelge 5.10 Farklı demet kaliteleri için IG1’de kullanılan hesaplama parametreleri

| Demet Kalitesi | RQA5 | RQA7 | RQA9 |
|------------------------|-------|-------|-------|
| DAK (μGy) | 5,336 | 5,094 | 5,331 |
| Foton sayısı | 29751 | 32302 | 30784 |



Şekil 5.38 RQA demet kaliteleri için elde edilen DQE grafikleri

Farklı demet kalitesi için hesaplanan DQE değerlerinde artan enerji ile giricilik artmış ve DQE değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

5.12 Etkin Dedektif Kuantum Verimliliğinin Hesaplanması

Efektif dedeksiyon kuantum verimliliğinin hesaplanması için *DQE/eDQETool* kullanılmıştır. Hesaplamaların yapılabileceği alternatif bir yazılım bulunmadığı için sonuçlarda karşılaştırma yapılamamıştır. IG3 geometrisinde 5cm, 10cm, 15cm, 20cm ve 25cm PMMA kalınlığında 70kVp, 90kVp ve 120kVp için eDQE eğrileri Şekil 5.39, Şekil 5.40 ve Şekil 5.41'deki gibidir. Eğrilerin elde edilmesi için gerekli olan veriler Çizelge 5.11'te verilmiştir.

Saçılım kesirleri (*Scatter Fraction, SF*) tez kapsamında geliştirilen *Beam Stop Evaluator* kullanılarak, doğrusal hale getirilmiş görüntüler üzerinden otomatik olarak hesaplanmıştır. Bunun için görüntü üzerinde silindirik yapıdaki kurşun yapıların olduğu bölgeden ve iki kurşun silindir arasında kalan bölgeden ilgi alanları seçilmiştir.

İlgi alanları içerisinde elde edilen ortalama piksel değerleri oranlanarak saçılım kesirleri bulunmuştur. İdeal foton sayıları xcom5r yazılımı kullanılarak farklı demet kaliteleri ve PMMA kalınlıkları için elde edilmiştir.

Çizelge 5.11 Hesaplanan saçılım kesirleri (Beam Stop Evaluator kullanılmıştır)

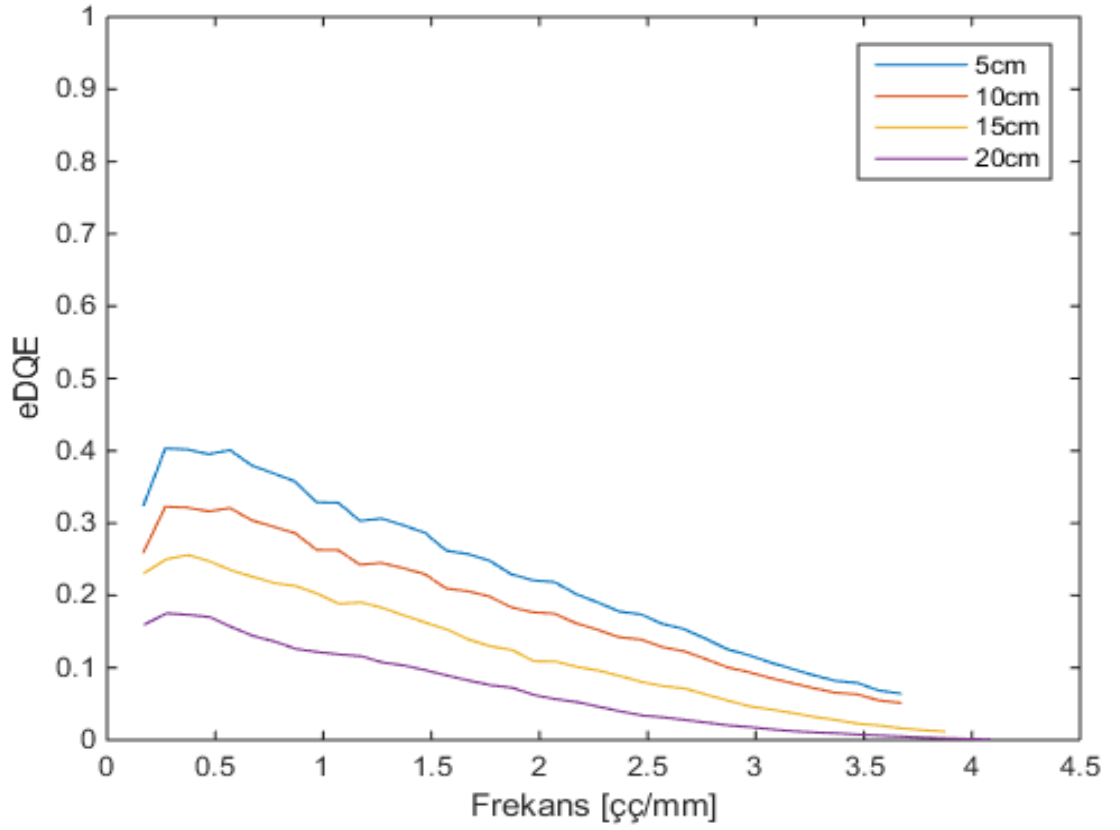
| PMMA Kalınlığı | Demet Kalitesi (kVp) | | |
|----------------|----------------------|-------|-------|
| | 70 | 90 | 120 |
| 5cm | 0,172 | 0,206 | 0,247 |
| 10cm | 0,247 | 0,305 | 0,362 |
| 15cm | 0,324 | 0,396 | 0,458 |
| 20cm | 0,381 | 0,455 | 0,530 |
| 25cm | --- | 0,548 | 0,601 |

Çizelge 5.12 Hesaplanan foton sayıları (Xcom5r yazılımı kullanılmıştır)

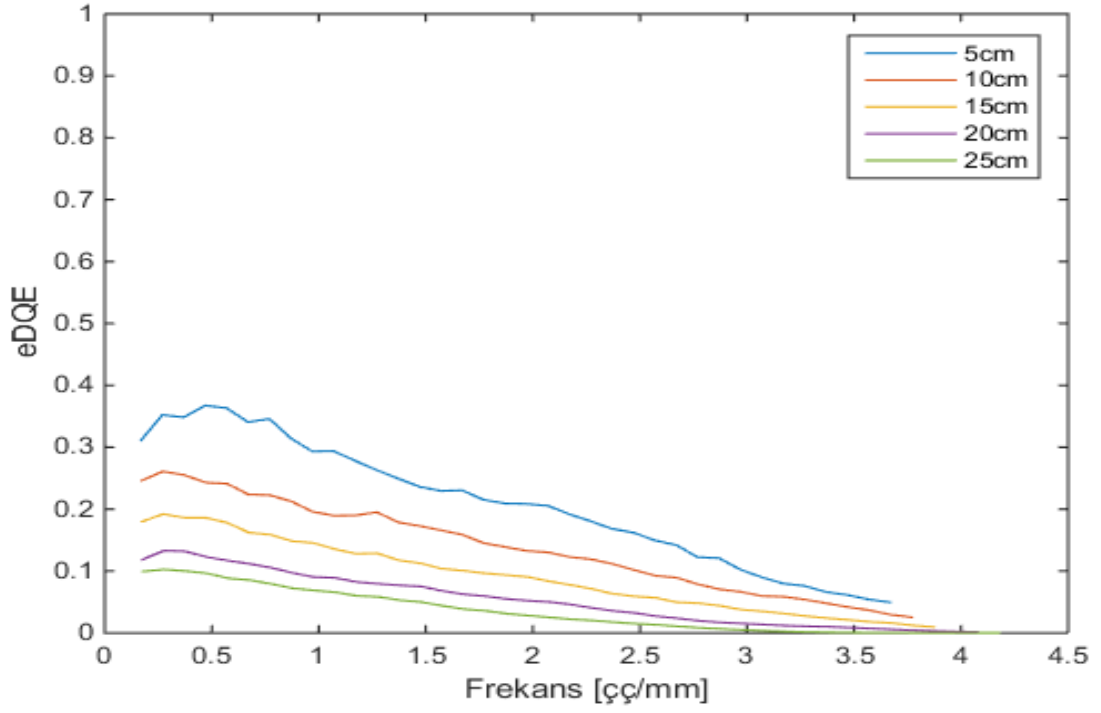
| PMMA Kalınlığı | Demet Kalitesi (kVp) | | |
|----------------|----------------------|-------|-------|
| | 70 | 90 | 120 |
| 10cm | 24612 | 27522 | 28653 |
| 15cm | 26271 | 28995 | 29520 |
| 20cm | 29690 | 30042 | 30007 |
| 25cm | --- | 30800 | 30252 |

Çizelge 5.13 Ölçülen dedektör dozları (μGy)

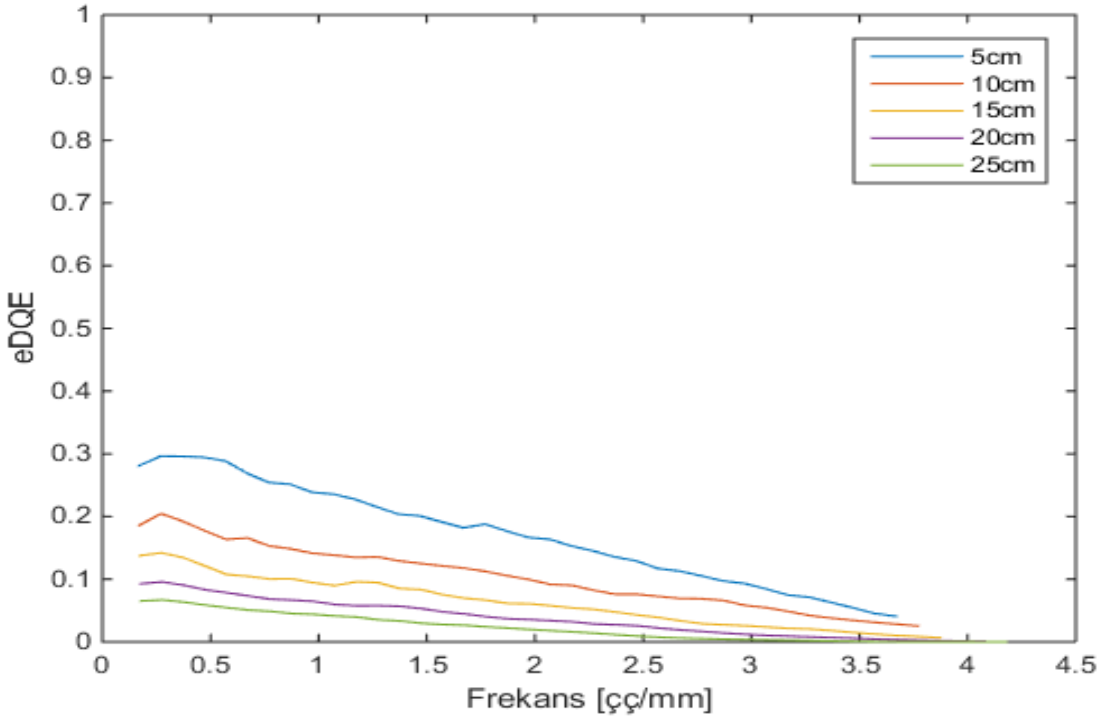
| PMMA Kalınlığı | Demet Kalitesi (kVp) | | |
|----------------|----------------------|------|------|
| | 70 | 90 | 120 |
| 10cm | 5.70 | 5.02 | 4.96 |
| 15cm | 5.13 | 5.65 | 4.96 |
| 20cm | 5.50 | 5.50 | 5.10 |
| 25cm | --- | 5.41 | 5.42 |



Şekil 5.39 IG3 geometrisinde 70kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler



Şekil 5.40 IG3 geometrisinde 90kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler



Şekil 5.41 IG3 geometrisinde 120kVp demet kalitesi için tüm PMMA kalınlıklarında hesaplanan eDQE'ler

Etkin dedeksiyon kuantum verimliliği, odak noktası boyutunun etkisi, grid, büyütme faktörü, saçılım kesri gibi etkilerin de dahil edildiği klinik sistem performansını yansıtmaktadır. DR1 sistemi IG3 geometrisinde, farklı kalınlıktaki PMMA'lar saçıcı olarak kullanılarak 70kVp, 90kVp ve 120kVp demet enerjilerinde eDQE hesaplanmıştır. PMMA saçıcı kalınlığı arttıkça eDQE değerleri azalmaktadır. Aynı zamanda artan demet kalitesi (enerji) ile giricilik arttığı eDQE değerleri DQE'de olduğu gibi azalmaktadır.

6. SONUÇ

Gerek sistem performansının ölçülmesi gerekse optimizasyon çalışmalarında görüntü kalitesinin ölçülmesi gerekmektedir. Bu amaçla yapılan hesaplamalar ve görsel değerlendirme çalışmaları doğru ve tekrarlanabilir olmalıdır. Zaman içinde, gelişen teknolojiyle görüntüleme modaliteleri de gelişmekte ve yeni sistemlere adaptasyon sürecince zorluklar yaşanmaktadır. Görüntü kalitesindeki iyileşmenin teknolojik yeniliğe bağlı olabileceği gibi, doz artışından da kaynaklanabilir. Yapılan çalışmalarda film-ekran sistemlerinden dijital sistemlere geçmiş olan görüntüleme merkezlerinde ve hastanelerde hasta dozlarının arttığı saptanmıştır (Lança ve Silva 2009). Ayrıca, görüntü kalitesi ölçümünde görsel değerlendirmeleri yapacak kişinin bu konuda tecrübeli olup olmaması ölçüm sonuçlarını etkilemektedir. Bu gibi olumsuzlukların önüne geçilmesi amacıyla çalışmalarda kullanılacak doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar veren kullanıcıdan bağımsız olarak hesaplamaları yapabilen araçlara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada, ilk olarak dijital görüntüleme sistemlerinden elde edilen görüntüler üzerinden, sistem performansı ve görüntü kalitesinin belirlenmesinde kullanılan metrikler ve hesaplama yöntemleri incelenmiştir. Metrikler; uzaysal frekans ortamında yapılan hesaplamaları, konum uzayında yapılan hesaplamaları ve görsel olarak yapılan değerlendirmeleri kapsamaktadır. Görüntü kalitesi metriklerinin ölçülmesinde genellikle fantomlar kullanılmaktadır. Firmalar, fantomlarla birlikte değerlendirme yapılabilmesi için lisanslı yazılımlar sunmaktadır. Ancak, bu yazılımlarda metriklerin hesaplanmasında kullanılan parametrelere erişim mümkün olmadığı için hesaplamaların nasıl yapıldığı genellikle bilinmemektedir ve kullanıcının yazılım üzerindeki kontrolü sınırlıdır. Geçmiş yıllarda Nükleer Bilimler Enstitüsünde bir tez çalışması kapsamında, görüntü kalitesinin hesaplanması ve görüntü işlemenin yapılabildiği kullanıcıya opsiyonlar sunan bir NBEGKY yazılımını geliştirmiştir (Üncü 2013). Bu yazılımın kaynak kodu incelenerek yazılımda yapılabilecek iyileştirmeler ve yenilikler belirlenmiştir. Bu ve bundan sonra yapılacak geliştirme çalışmalarına yardımcı olması açısından yazılım tabanı ve modülleri yeniden düzenlenmiş ve gerçekleştirilmiştir. Böylece gelişen teknoloji ile yeni metriklerin oluşması durumunda yazılıma yeni ilavelerin yapılabileceği, modüler bir yazılım olarak NBEGKY v2.0 geliştirilmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında görüntü kalitesinin otomatik olarak hesaplanması ve kullanıcıya hesaplama adımlarında opsiyonlar sunan fonksiyon kütüphanesi geliştirilmiştir. Görüntü kalitesinin hesaplanmasındaki her metrik için geliştirilen farklı fonksiyonları kullanan araçlar (*tools*) NBEGKY v2.0 ana arayüzüne eklenmiştir. Geliştirilen yazılımın nasıl kullanılacağı ve uygulamalarda dikkat edilmesi gereken noktalara değinildiği ayrıntılı bir kullanım kılavuzu hazırlanmıştır (EK 1).

Görüntü kalitesinin uzaysal frekans ortamında hesaplanması için IEC standartlarına uygun hesaplamalar yapılabileceği gibi farklı araştırmalarda kullanılabilir olması yazılımı esnek yapmaktadır. Analizler yapılmadan önce yazılıma yüklenen görüntünün doza karşı doğrusal hale getirilmesi gerekir. Bunun için STP düzeltmesi yapılmalıdır. Dijital sistemlerde standart bir doz yanıtı olmadığı için, doz yanıtlarının hesaplanması için *STPTool* geliştirilmiştir. Geliştirilen bu araçla IEC standartlarında ve saçıcının varlığında farklı kalınlıklarda PMMA kullanılarak elde edilen görüntülerde denklem katsayıları, hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler, bu araç geliştirilmeden önce kullanılan yöntemle hesaplanan katsayılarla karşılaştırıldığında bütün durumlar için aradaki fark sadece %0,01'in altında bulunmuştur.

Modülasyon transfer fonksiyonunun hesaplanması için ilk aşama kenar fantomu görüntüsünden ilgi alanının seçilmesidir. İlgi alanı seçildiğinde fantom ve arka plan alanları arasındaki orana bağlı olarak MTF'deki değişim incelenmiş, fantom alanı ilgi alanının yarısından fazlasını kaplamaya başladığında MTF'in beklenenden düşük çıktığı gözlenmiştir. Bu hatanın engellenmesi için ilgi alanı merkezinde bir belirteç oluşturulmuştur. Bu belirteç yatay olarak hesaplanacak MTF için sağ ve sol kenarları arasında, dikey yönde hesaplanacak MTF için üst ve alt kenarları arasında bir bölge seçilerek kenar fantomunun merkezine getirilmelidir. Böylece MTF metriğinde ilgi alanı seçimine bağlı olarak bir sonuç farklılığı olmayacaktır.

Otomatik olarak hesaplanan kenar açısında %2'ye kadar bir fark durumunda MTF'te değişiklik gözlenmemiş, ancak %5 ve üzerindeki hatalarda MTF olması gerekenden düşük bulunmuştur. (Şekil 5.8 ve Şekil 5.9). MFTTool aracına, eğri çakıştırma ve Hough dönüşümü olarak, iki farklı otomatik açı hesaplama yöntemi eklenmiştir.

Açı hesaplamasında kare ilgi alanı boyutları için OBJ_IQ yazılımı ile karşılaştırma yapılmış ve iki yöntemle otomatik olarak bulunan açı değerleri arasındaki en yüksek fark $\pm\%1,52$ bulunmuştur. Bu fark $\pm\%2$ nin altında olduğu için hesaplanan MTF eğrisinde bir farklılık yaratmayacağı düşünülmektedir. İki yöntemle farklı ilgi alanı boyutlarındaki kenar görüntüleri kullanılarak yöntemler arasında bir karşılaştırma yapılmış ve aradaki fark $\%1$ in altında bulunmuştur. Kenar yöntemi Hough dönüşümünden çok daha hızlı çalışmaktadır. Ancak görüntüdeki gürültü miktarı arttıkça Hough dönüşümü daha tutarlı sonuçlar vermektedir.

İnce örnekleme sonucunda elde edilen kenar dağılım fonksiyonunun (ESF) türevi alınarak çizgi dağılım fonksiyonu (LSF) bulunur. Elde edilen LSF'in filtrelenmesinde kullanılan farklı yöntemler incelenerek saçıcı olan ve saçıcı olmayan durumlar için MTF hesaplanmıştır. Farklı filtreleme yöntemi ve boyutuna göre düşük frekanstaki bilgideki azalmalar değişmektedir. Filtre kullanılmayan durumda, saçıcı kalınlığı arttığında düşük frekanslarda, MTF'te daha yüksek düşüş gözlenirken filtre kullanılması durumunda bu düşüş tamamen ortadan kalkmakta ve farklı saçıcı kalınlıklarının MTF üzerindeki etkisi gözlenmemektedir. Bu nedenle, saçıcı etkisinin incelendiği çalışmalarda, filtrenin buna göre seçilmesi gerekmektedir. OBJ_IQ'daki LSF hesaplanırken kesme opsiyonu seçildiğinde, 2mm sıfırlama işlemi yapıldığı düşünülmekte olup, yeni geliştirilen yazılımda aynı seçenekler kullanılarak MTF hesaplanmış ve iki yazılım kıyaslanmıştır.

Yeni yazılım kullanılarak Samei vd. (1988) ve IEC yöntemleri karşılaştırılmıştır. RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kalitelerinde $iMTF_n$ değeri Samei yönteminde 0,43, IEC yönteminde 0,40 bulunmuştur. Saçıcının olduğu geometride ise Samei yönteminde $iMTF_n$ değeri 0,29, IEC geometrisinde 0,21 bulunmuştur. PMMA kalınlığının 25 cm olduğu durumda iki yöntem arasında $\%27,05$ 'lik bir fark görülmüştür. Saçıcı kalınlığı arttıkça yöntemler arası farkın arttığı görülmüştür. Bu farkın Samei'de kullanılan Hanning penceresine bağlı olduğu düşünülmektedir. Hanning filtresi MTF in $0,05\text{çç/mm}$ örnekleme aralığı ile elde edilmesini ve görüntülenen kenar fantomu ile alakalı olmayan yüksek frekans gürültünün bastırılması sağlamaktadır.

Farklı MTF algoritmaları ve kendi içlerindeki parametreler incelendikten sonra, yazılımlar farklı dijital sistemlerle test edilmiştir. Farklı sistemler ile hesaplanan MTF'ler OBJ_IQ paket programı ile karşılaştırılmış ve sonuçlar tutarlı bulunmuştur.

Geliştirilen yazılım ile OBJ_IQ yazılımı, LSF'in filtrelenmesi ve filtrelenmemesi, farklı demet kaliteleri, saçıcının olduğu durumlar ve farklı sistemler kullanılarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen MTF eğrilerinin $iMTF_n$ değerleri arasındaki fark %3'ün altında bulunmuştur. Bu değer eğrilerde görsel bir farklılık yaratmamakla birlikte, iki yazılımla elde edilen MTF eğrileri örnekleme sıklığı ve MTF eğrilerindeki dalgalanmaların yarattığı farklılık, ayrıca kullanılan yazılım algoritmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

NNPS hesaplanması için sentetik ilintisiz gürültü içeren görüntüler ile geliştirilen fonksiyonlar test edilmiştir. İlintisiz gürültü olan bu görüntülerde beklendiği gibi eğimi sıfır olan doğru şeklinde NNPS karakteristiği elde edilmiştir. NNPSoll'daki mevcut olan parametrelerden, ilgi ve alt ilgi alanı boyutlarının, kesişim oranının ve topuk etkisinin çıkarılması için detrend faktörünün etkisine bakılmıştır. Sonuçlar üzerinden genel bir değerlendirme yapıldığında, 1024x1024 ilgi alanı 128x128'lik alt ilgi alanına bölünmesi ve detrend factor'ün 2 veya 4 seçilmesi ile topuk etkisi çıkarılmış eğrideki dalgalanma miktarının az olduğu NNPS elde edilebilmektedir. Yazılımlar arasında karşılaştırılma yapıldığında, Gammex Edge Tool NNPS'i dozun karesine normalize etmediği görülmüş, dolayısı ile geliştirilen yazılım ile bir karşılaştırma yapılamamıştır. OBJ_IQ yazılımı karşılaştırıldığında ise eğrideki düşük frekans bölgesinde farklar gözlenmiştir. Bu farkın, Heel etkisini çıkarma amacıyla kullanılan yöntemlerin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Dedeksiyon kuantum verimliliği ve etkin dedeksiyon kuantum verimliliği geliştirilen araçla yapılmıştır. Bu hesaplamaları yapan başka bir yazılım olmadığı için karşılaştırma yapılamamıştır.

Bu tez çalışmasının sonrasında elde edilen bulgulara ve varılan yargılara göre daha ileri bir çalışma olarak görüntü kalitesinin görsel olarak değerlendirilmesinde kullanılan fantomların (CDRAD, CDMAM, TOR, TCD4, LCD4) kullanıcıdan bağımsız sayısal

sonuçlar veren araçlar geliştirilebilir. Ayrıca kalite kontrol çalışmalarında kullanılan odak nokta boyutu ölçümü, ışık alanı, hizalama araçları, diklik testlerinde kullanılan fantomların kullanıcıdan bağımsız olarak değerlendirmesine olanak sağlayan yazılım modülleri geliştirilebilir.

KAYNAKLAR

- AAPM (American Association of Physicists in Medicine) 2009. "An Exposure Indicator for Digital Radiography". AAPM Report No 116
- Bor, D. 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziliği Ders Notları, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Beutel, J., H. L. Kundel, R. L. V. Metter, M. Sonka, J. M. Fitzpatrick, Y. Kim, S. C. Horii and H. Huang 2001. "Handbook of Medical Imaging. Volumes 1 3." Physics Today 54(9): 57.
- Bushberg, J. T., J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, J. M. Boone and E. J. Goldschmidt Jr 2003. "The essential physics of medical imaging."
- Carl E. Ravin Advandec Imaging Laboratories: <http://railabs.org/about.html>. Erişim tarihi: 02.02.2015
- Carroll, Q. B. 2011. "Radiography in the digital age: physics, exposure, radiation biology" Springfield, Ill., Charles C. Thomas.
- DeWerd, L. A. and M. Kissick 2014. "The Phantoms of Medical and Health Physics." The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering, Volume. ISBN 978-1-4614-8303-8. Springer Science
- DICOM Websitesi: <http://medical.nema.org/standard.html>. Erişim tarihi: 10.3.2015
- Dobbins III, J. T., E. Samei, N. T. Ranger and Y. Chen 2006. "Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum)." Medical Physics 33(5): 1466-1475.
- Giger, M. L. and K. Doi 1984. "Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function." Medical Physics 11(3): 287-295.
- Greer, P. B. and T. Van Doorn 2000. "Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method." Medical Physics 27(9): 2048-2059.
- HK Yuen, J Princen, J Illingworth, J Kittler, Comparative study of Hough Transform methods for circle finding, Image and Vision Computing, Volume 8, Issue 1, 1990, Pages 71-77.
- IEC (International Electrotechnical Commission, International Standart IEC 62220-1) 2003. "Medical Electical Equipment- Characteristics of Digital Imaging Devices- Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency".

- IEC (International Electrotechnical Commission, International Standard IEC 62220-1-2), 2007. "Medical Electrical Equipment- Characteristics of Digital Imaging Devices- Part 1-2: Determination of the Detective Quantum Efficiency".
- IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) 2010. "Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems". IPEM Report 32. IPEM York, UK.
- Krupinski, E. A., M. B. Williams, K. Andriole, K. J. Strauss, K. Applegate, M. Wyatt, S. Bjork and J. A. Seibert 2007. "Digital radiography image quality: image processing and display." *Journal of the American College of Radiology* 4(6): 389-400.
- Lança L. ve Silva A . 2009 . Digital radiography detectors-A technical overview: Part 1. *Radiography*, 15:58-62
- Lança L. ve Silva A. 2009. "Digital radiography detectors - A technical overview: Part 2." *Radiography* 15(2): 134-138
- Mackenzie, A. 2014. "Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems." *The British Journal of Radiology*.
- Marsh, D. ve J. Malone 2001. "Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality." *Radiation Protection Dosimetry* 94(1-2): 37-42.
- Morishita, J., K. Doi, R. Bollen, P. C. Bunch, D. Hoeschen, G. Sirand-rey and Y. Sukenobu 1995. "Comparison of two methods for accurate measurement of modulation transfer functions of screen-film systems." *Medical Physics* 22(2): 193-200.
- Olgar, T. 2007. "Girişimsel Anjiyografi Sistemlerinde Görüntü Kalitesinin Matematiksel Olarak Değerlendirilmesi." *Fırat Üniv. Fen ve Müh. Bil. Dergisi* 19 (3), 285-292.
- Olgar, T. 2014. *Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları*, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Ranger, N. T., E. Samei, J. T. Dobbins III and C. E. Ravin 2007. "Assessment of detective quantum efficiency: Intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods 1." *Radiology* 243(3): 785-795.
- Rose, Albert 1948. "The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale." *JOSA* 38.2, 196-208.

- Rossmann, K. 1969. "Point Spread-Function, Line Spread-Function, and Modulation Transfer Function: Tools for the Study of Imaging Systems 1." *Radiology* 93(2): 257-272.
- Samei, E., M. J. Flynn and D. A. Reimann (1998). "A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device." *Medical Physics* 25(1): 102-113.
- Samei, E., N. T. Ranger, J. T. Dobbins III and Y. Chen 2006. "Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer functiona)." *Medical Physics* 33(5): 1454-1465.
- Samei, E. and C. E. Ravin 2008. Assuring image quality for classification of digital chest radiographs. Proc. NIOSH/ILO Scientific Workshop on Pneumoconioses, Washington, DC.
- Shen, S. Z., A. K. Bloomquist, G. E. Mawdsley, M. J. Yaffe and I. Elbakri 2006. "Effect of scatter and an antiscatter grid on the performance of a slot-scanning digital mammography system." *Medical Physics* 33(4): 1108-1115.
- Üncü, Y., 2013. "Sayısal Radyolojik Görüntüleme Sistemleri İçin Görüntü İşleme ve Değerlendirme Araçlarının ve Kullanıcı Arayüzünün Gerçekleştirilmesi." Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi,, Yök Tez No: 337007
- Williams, M. B., E. A. Krupinski, K. J. Strauss, W. K. Breeden, M. S. Rzeszotarski, K. Applegate, M. Wyatt, S. Bjork and J. A. Seibert 2007. "Digital radiography image quality: image acquisition." *Journal of the American College of Radiology* 4(6): 371-388.

EK 1

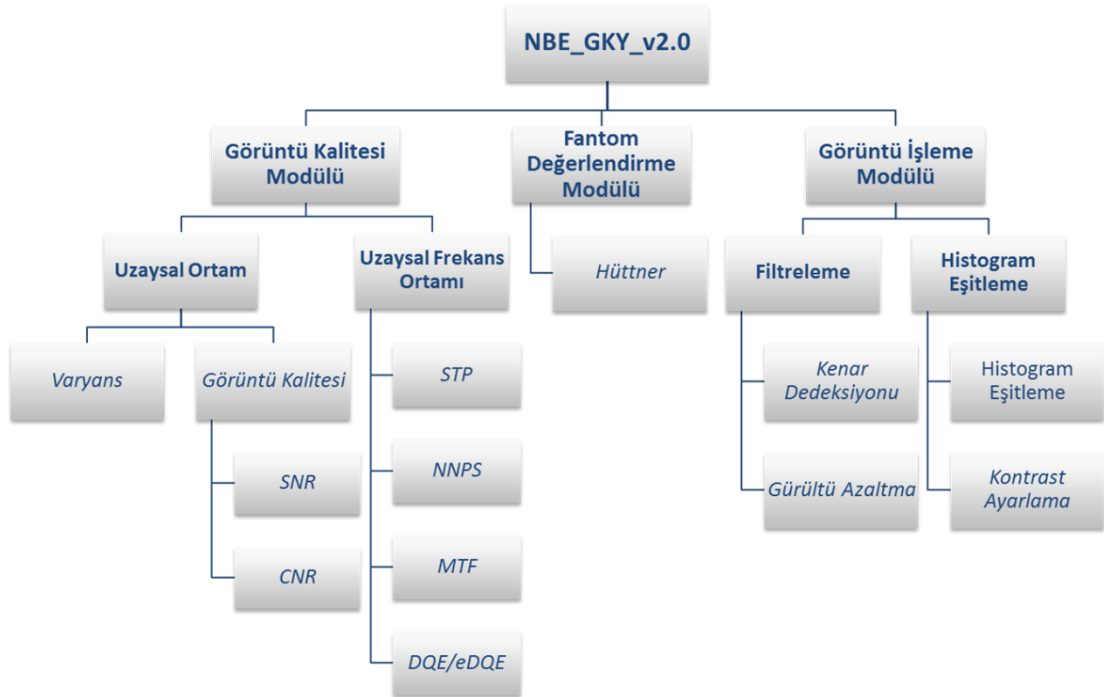
ANKARA ÜNİVERSİTESİ NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ GÖRÜNTÜ İŞLEME VE KALİTE KONTROL YAZILIMI KULLANIM KILAVUZU (NBEGKY v2.0)

1. GİRİŞ
2. KULLANICI ARAYÜZÜ
 - 2.1. Görüntü Açılması ve Açılan Görüntünün Özellikleri (*Image Metadata*)
 - 2.2. Sinyal Transfer Özelliği (*Signal Transfer Property*)
 - 2.3. İlgili Alanı Seçimi (*ROI Properties*)
 - 2.4. Araç Çubuğu Sekmesi
 - 2.4.1. File
 - 2.4.2. Load Data
 - 2.4.3. Quit
3. GÖRÜNTÜ KALİTESİ MODÜLÜ (“*IMAGE QUALITY*”)
 - 3.1. Image Quality Tool
 - 3.2. STP Tool
 - 3.3. NNPS Tool
 - 3.4. MTF Tool
 - 3.5. DQE/eDQE Tool
4. FANTOM DEĞERLENDİRME MODÜLÜ (“*PHANTOM EVALUATION*”)
 - 4.1. Hüttner Tool
5. GÖRÜNTÜ İŞLEME MODÜLÜ (“*IMAGE PROCESSING*”)
6. YARDIMCI ARAÇLAR (“*TOOLS*”)
 - 6.1. Mutli Plotter

1. GİRİŞ

Nükleer Bilimler Enstitüsü Görüntü Kalitesi Yazılımı (NBE_GKY_v2.0) kullanıcı arayüzü TÜBİTAK-MFAG 112T965 projesi kapsamında hazırlanmıştır. Geliştirilen yazılım kalite kontrol çalışmaları gerçekleştiren medikal fizikçiler ve biyomedikal mühendisler ve bu alanda eğitim alan öğrenciler tarafından kolaylıkla kullanılacak şekilde tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Ayrıca program modüler yapısı sayesinde bilimsel çalışmalar gerçekleştirecek kişiler için de destekleyici bir yazılım niteliği taşımaktadır.

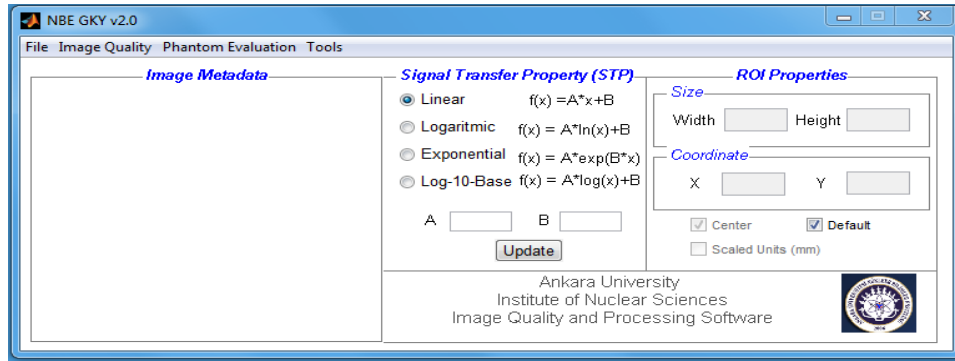
Program, radyolojik görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesinin ölçülmesi, görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan fantomların otomatik olarak değerlendirilmesi ve dijital görüntüler üzerinde farklı filtreleme ve histogram işlemleri gerçekleştirerek görüntü iyileştirme çalışmaları için geliştirilmiştir. Görüntü kalitesi, fantom değerlendirme ve görüntü işleme/iyileştirme algoritmaları olacak şekilde üç ana modülden oluşur. Her modülde yapılabilecek hesaplamaları içeren araçlar Şekil Ek1-1.1'deki gibidir.



Şekil Ek1-1.1 NBE GKY v2.0 programının özelliklerini gösteren ürün ağacı.

2. KULLANICI ARAYÜZÜ

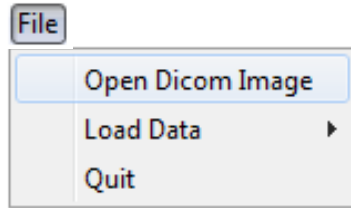
Programın çalıştırılması ile ilk olarak Şekil Ek1-2.1’de görülen kullanıcı, ana arayüzü açılır. Bilimsel işbirliği yapılan yabancı araştırmacılarla, ileride ortak çalışmalar yürütülebilmesi amacıyla, yazılım arayüz dili İngilizce seçilmiştir. Kullanıcıya kolaylık sağlanması için, görüntü kalitesi işlemlerinde kullanılacak olan araçlar, bloklar halinde arayüzün açılış sayfasında oluşturulmuştur. Bunlar; ürün ağacında belirtilen modüllerin bulunduğu araç çubuğu, açılan görüntü özelliklerinin sıralandığı “Image Metadata”, görüntünün doğrusallaştırılması için kullanılan ”Signal Transfer Property (STP)” ve görüntü üzerinde seçilecek ilgi alanının boyutları “ROI Properties” olarak sıralanmıştır. İlgili bölümlerin kullanımı ve kullanımında dikkat edilmesi gereken noktalar ilerleyen bölümlerde anlatılmıştır.



Şekil Ek1-2.1 Genel kullanıcı arayüzü. Araç çubuğu, DICOM formatındaki görüntünün özellikleri, Sinyal transfer özelliği, İlgi alanı (ROI) özelliklerinin belirlendiği bölümler

2.1. Görüntü Açılması ve Açılan Görüntünün Özellikleri (*Image Metadata*)

Radyolojik bir sistemden elde edilen DICOM formatındaki görüntünün programa yüklenmesi için “Open Dicom Image” bölümü yer alır (Şekil Ek1-2.2). İlgili görüntü açıldığı zaman “Image Metadata” bölümünde görüntü ile ilgili özellikler sıralanacaktır.



Şekil Ek1-2.2 DICOM formatındaki görüntülerin açılması için kullanılan sekme

Görüntünün özelliklerinin sıralandığı sekmeler sırasıyla;

- Açılan görüntünün adı (*Image*)
- Görüntünün alındığı kurumun adı (*Institution Name*)
- Sistem modalitesi (*Modality*)
- Dedektör doz indeksi (*DDI*)
- Kilovoltaj (*kVp*)
- Miliampersaniye (*mAs*)
- Ggrid kullanılmış ise özelliği (*Grid*)
- Anot-katot filtre kombinasyonu (*Target/Filter*)
- Sistem sağlayıcısı (*Manufacturer*)
- Sistem modeli (*Model*)
- Sistemin piksel boyutu (*Pixel Size*)
- Direkt veya indirekt dedektör dönüşümünü (*Detektor Type*)
- Sistemin sinyal transfer özelliği (*Lin, Log, Exp*)
- Piksel değerlerinin artan dozla artması (1) veya azalmasını (-1) gösteren işaret (*Pixel Relation/Sign*)
- Görüntünün formatı ile format versiyonu (*Format/Version*)

olarak sıralanır.

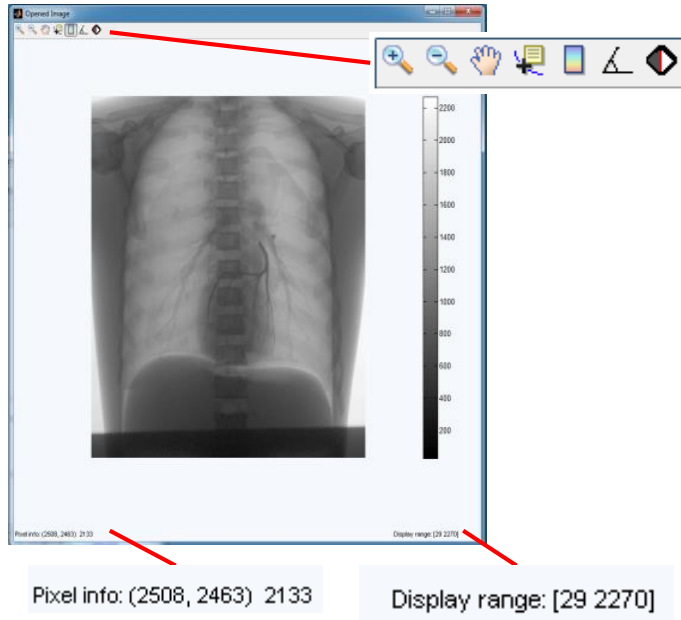
Örnek olarak dijital mamografi sisteminde, kalite kontrol ölçümleri sırasında alınmış görüntünün özellikleri Şekil Ek1-2.3'te gösterilmektedir.

| Attribute | Value |
|-------------------|---------------------------------------|
| Image | 83615729.dcm_28_20_246_TUN... |
| Institution Name | Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi ... |
| Modality | MG |
| DDI(Relative E... | 0 |
| kVp | 28 |
| mAs | 20 |
| Grid | FOCUSED/PARALLEL |
| Target/Filter | TUNGSTEN / RHODIUM |
| Manufacturer | SIEMENS |
| Model | Mammomat Inspiration |
| Pixel Size | 0.085 - 0.085 |

Şekil Ek1-2.3 Mamografi sisteminde alınan görüntünün başlıca özellikleri

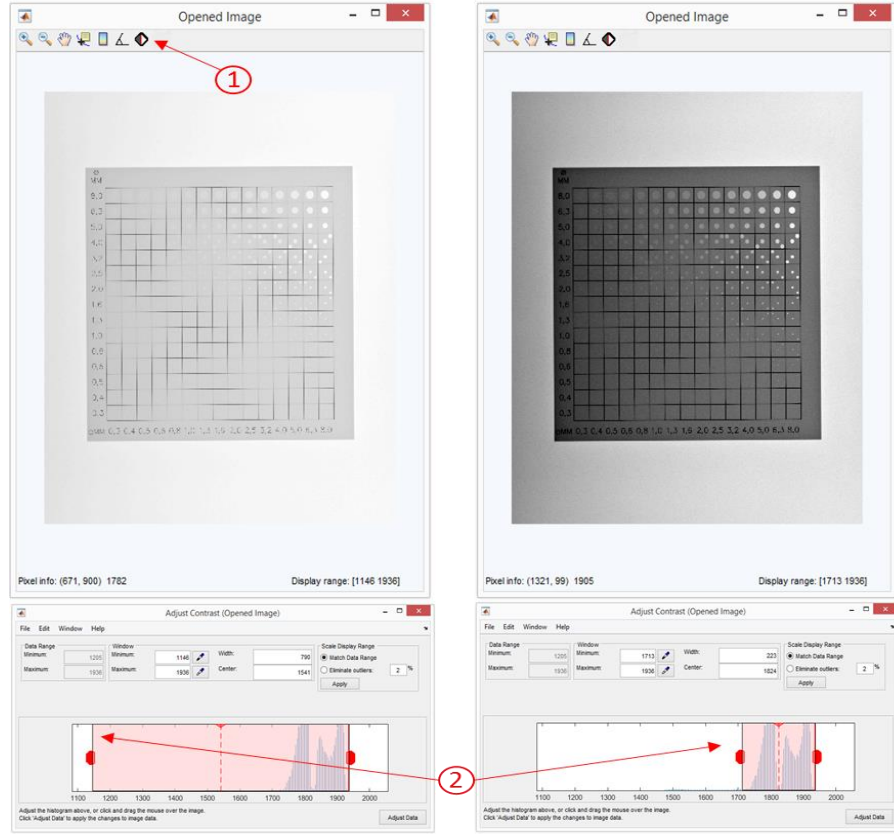
Açılan görüntü Şekil Ek1-2.4'te gösterildiği gibi bir pencere içinde görüntülenecektir. Bu pencerenin sol üstünde sırasıyla yakınlaşma, uzaklaşma, yakınlaştırılmış görüntüyü kaydırma, piksel değerini okuma aracı, gri seviye göstergesi, açılabilir ve görüntü histogramını açan araçları bulunur. Gri seviye göstergesi açılırsa görüntünün sağ tarafında her piksel değerinin gösterildiği gri renk tonu görüntülenecektir.

Fare görüntü üzerinde iken ilgili pikselin değeri ve koordinatı (x, y) görüntünün sol alt kısmında “*Pixel Info*” olarak, görüntünün en düşük ve en yüksek piksel değeri (gri seviye) ise görüntünün sağ alt kısmında “*Display range*” olarak gösterilir. Görüntü histogramı açılarak dinamik bir şekilde değiştirilebilir.



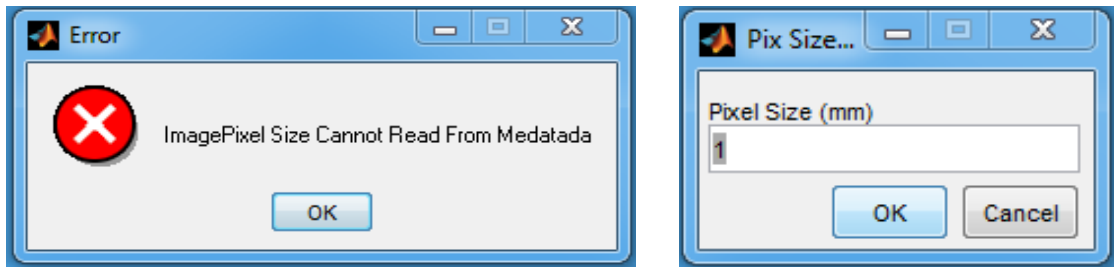
Şekil Ek1-2.4 Açılan görüntüde kullanılan araçlar, piksel değerleri ve renk skalasının gösterilmesi

Programa görüntü yüklendikten sonra şekildeki butona tıklanarak görüntünün histogramı görüntülenebilir. Böylece kontrastın ayarlanması için histogramda dinamik olarak ayarlamalar yapılabilmektedir. Örnek olarak eşik kontrast test fantomunun görüntüsü yüklenmiştir. Işınlama parametrelerinin seçiminden kaynaklı olarak görüntü parlak olarak görülmektedir. Histogramda yapılan değişiklik sonrasında parlaklık giderilmiş, kontrast iyileştirilerek görüntülenemeyen objelerin görülmesi sağlanmıştır (Şekil Ek1-2.5).



Şekil Ek1-2.5 Histogramda yapılan değişikliğin görüntü üzerindeki etkisi.

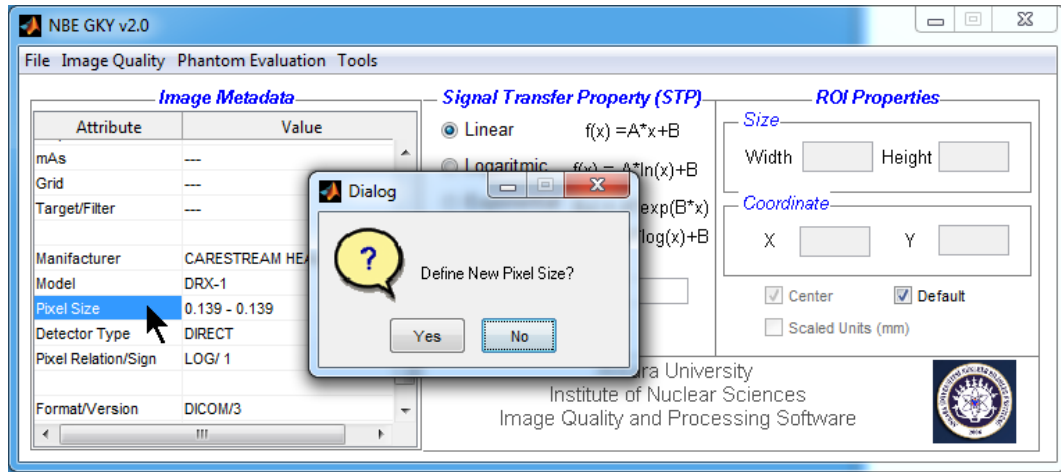
Piksel boyutu, görüntü kalitesi metriklerinin hesaplanmasında, ilgi alanı seçilmesinde ve uzunluk ölçümlerinde önemli bir parametredir. Bazı sistem görüntüleri, programa yüklendiği zaman piksel boyutu görüntü *header*'ında olmadığı için okunamayabilir. Bu gibi durumlarda Şekil Ek1-2.6'da gösterilen uyarı mesajı otomatik olarak gelecek ve piksel boyutunun milimetre cinsinden girilmesi isten diyalog kutusu açılacaktır. Böylece girilen değer, görüntünün piksel boyutu olacaktır.



Şekil Ek1-2.6 Açılan görüntüdeki piksel boyutu okunamadığı takdirde gösterilen uyarı ve piksel boyutunun girilmesi için açılan diyalog kutusu

Bazı sistemler DICOM formatında görüntü çıkışı vermemekle birlikte farklı yazılımlar (ör: ezDicom) kullanılarak bu formata dönüşüm yapılabilir. Bu gibi durumlarda piksel boyutu 1 değerini alabilir. Programa görüntü yüklendiğinde Image Metadata bölümündeki *Pixel Size* değeri kontrol edilmelidir.

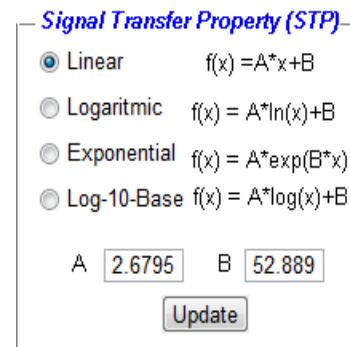
Piksel Size üzerine tıklanırsa piksel boyutunun değiştirilmek istenip istenmediğini sorgulayan bir sorgu kutucuğu açılacaktır (Şekil Ek1-2.7). Burada evet denilirse, piksel boyutunun yazılacağı diyalog kutusu açılacaktır. Piksel boyutunun milimetre cinsinden değeri buraya girilmelidir.



Şekil Ek1-2.7 Piksel boyutunun kullanıcı tarafından değiştirilmesi

2.2. Sinyal Transfer Özelliği (*Signal Transfer Property*)

MTF ve NNPS gibi görüntü kalitesi ve sistem performansı metriklerinin hesaplanması için kullanılan algoritmalar piksel değerlerinin artan dozla doğrusal olarak değiştiği varsayımını kullanmaktadır. Doz ve piksel değerleri arasındaki ilişki STP denklemi ile verilir. Programın bu bölümünde yazılıma girişi yapılan doz ve piksel değerleri kullanılarak lineer, logaritmik veya üstel bir denklem çakıştırılarak ilgili katsayılar hesaplanır.



Şekil Ek1-2.8 Sinyal transfer fonksiyonu bölümü ve örnek mamografi sistemi için STP değeri

Eğer bu blokta bir giriş olmazsa MTF ve NNPS metrikleri hesaplanamayacağı için program uyarı verecek ve katsayıların girilmesini isteyecektir. Araç sekmesinde bulunan “STP Tool” aracı kullanılarak ilgili katsayılar ve dönüşüm fonksiyonu kolaylıkla hesaplanabilir. Kullanımı ileride ayrıntılı açıklanan STP Tool’da hesaplanan katsayıların ve denklemlerin bu alanda otomatik olarak güncellenmesi için güncelle “Update” tuşu mevcuttur (Şekil Ek1-2.8). Böylece hesaplanan katsayıların elle girilmesine gerek kalmadan STP bloğunda yer alması sağlanacaktır.

2.3. İlgi Alanı Seçimi (*ROI Properties*)

Programın bu bloğunda seçilen ilgi alanı özellikleri belirlenir (Şekil Ek1-2.9). Temel olarak seçilecek ilgi alanının boyutu (*Size*) ve görüntüdeki koordinatı (*Coordinate*) önemlidir. *Default* işaret kutucuğu işaretlendiği zaman, farklı metrikler için önceden tanımlanmış varsayılan boyutlardaki ilgi alanı görüntü merkezinde belirecektir. Varsayılan değerler ilgili araçların açıklandığı bölümlerde verilmiştir. *Default* işaret kutusundaki işaret kaldırıldığı zaman, *Center* ve *Scaled Units (mm)* işaret kutuları aktif hale gelecektir. *Center* kutusu işaretlenirse en ve boy uzunlukları girilen dikdörtgenin görüntünün tam merkezinde oluşması sağlanır. Aksi durumda ilgi alanının görüntüdeki koordinatı da girilmelidir (*X, Y*). *Scaled Units (mm)* kutusu işaretlendiği zaman en, boy ve koordinat değerlerinin milimetre cinsinden girildiği anlamını taşır. Aksi durumda piksel değerleri olarak işlem yapılacaktır.

Örneğin 100x50 mm’lik bir ilgi alanı seçilmesi isteniyorsa *Scaled Units (mm)* seçeneği seçilerek ilgi alanı oluşturulmalıdır. Burada programa yüklenen görüntünün piksel boyutu hesaba katılmaktadır. Bu seçenek kaldırıldığında girilecek değerler piksel sayılarını oluşturacaktır. Örneğin 0.085mm piksel boyutuna sahip bir görüntü için 100mm’lik uzunluk 1176 piksel kadardır.

Şekil Ek1-2.9 İlgi alanı seçiminde kullanılan ROI Properties bölümü

2.4. Araç Çubuğu Sekmesi

Görüntü kalitesinin ölçülmesi için kullanılan araçlar, hesaplanan ve kaydedilen ölçüm sonuçlarının tekrar programa yüklenmesi, fantom değerlendirme modülü, görüntü işleme modülü ve sonuçların değerlendirmesinde yardımcı olan araçların tümü, araç çubuğunda bulunur.

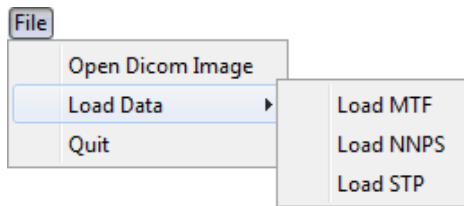
2.4.1. File

File sekmesinde programa görüntülerin yüklenmesi, önceden hesaplanmış MTF, NNPS ve STP değerlerinin yüklenmesi ve çıkış bölümleri bulunur.

2.4.2. Load Data

Load Data sekmesi (Şekil Ek1-2.10), önceden hesaplanmış ve kaydedilmiş MTF, NNPS ve STP değerlerinin programa yüklenmesi için kullanılır. Kullanımı ilerleyen bölümlerde açıklanan STP Tool, MTF Tool ve NNPS Tool çıktıları, Load Data kullanılarak programa yüklenebilmektedir. Böylece STP değeri “Signal Transfer Property (STP)” kısmında güncellenecek ve yeni bir hesaplama yapılmak istenirse güncel olan değerler kullanılabilir. Aynı şekilde yüklenen MTF ve NNPS değerleri ise, Multi Plotter ve DQE/eDQE Tool da kullanılmak üzere kullanılan bilgisayarın geçici hafızasına (RAM) kaydedilecek ve istenildiği zaman kullanılabilir.

Ayrıca OBJ_IQV yazılımından elde edilen veriler yine bu sekmeler kullanılarak programda kullanılmak üzere yüklenebilmektedir.



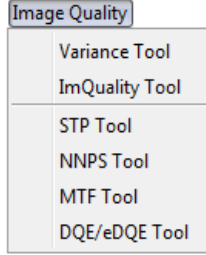
Şekil Ek1-2.10 Önceden hesaplanarak kaydedilmiş MTF, NNPS ve STP değerlerinin programa yüklenmesi için kullanılan bölüm

2.4.3. Quit

Şekildeki görülen “Quit” sekmesine tıklandığında açılan görüntü dahil program sonlandırılacaktır.

3. GÖRÜNTÜ KALİTESİ MODÜLÜ (“*IMAGE QUALITY*”)

Görüntü kalitesi sekmesinde (Şekil Ek1-3.1), görüntü kalitesinin hesaplandığı modüller bulunur. Bu bölümde her modülün ayrıntılı olarak kullanımı açıklanmaktadır.



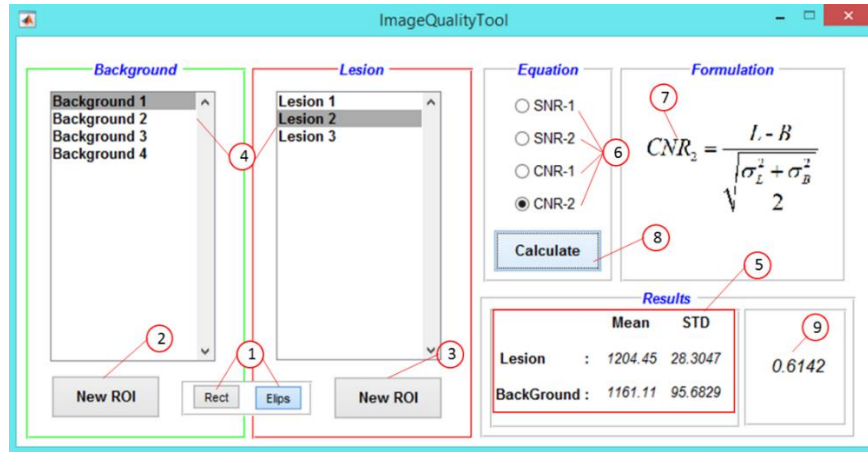
Şekil Ek1-3.1 Görüntü kalitesi modüllerini içeren “Image Quality” sekmesi

3.1. Image Quality Tool

Radyolojik görüntüler üzerinde seçilen ilgi alanları kullanılarak, sinyal gürültü oranı ve contrast gürültü oranı hesaplamalarının yapılabileceği bir araç olarak *Image Quality Tool* geliştirilmiştir. Image Quality Tool üzerinde bulunan butonlar ve bölümler Şekil Ek1-3.2’de görüldüğü gibidir. Burada;

- 1) Görüntü üzerinde çizilecek olan ilgi alanının hangi geometrik şekilde (kare veya epis) olacağını seçildiği bölümdür. İlgi alanı seçilmeden önce geometrik şekil seçilmelidir (Şekil Ek1-3.3).
- 2) Equations bölümünde bulunan denklemler için fon (*background*) değerini oluşturacak ilgi alanı bu butona tıklanarak tanımlanır. Ardından görüntü üzerinde fare ile bir ilgi alanı çizilmeli ve istenilen konuma kaydırılarak üzerine çift tıklanmalıdır. Bu işlemden sonra, ilgi alanı için ortalama ve standart sapma değerleri otomatik olarak hesaplanacaktır.
- 3) Equations bölümünde bulunan denklemler için lezyon (*lesion*) değerini oluşturacak ilgi alanı bu butona tıklanarak tanımlanır.
- 4) Fon ve lezyon için sınırsız sayıda ilgi alanı belirlenebilir. Her ilgi alanı tanımlandığında bu bölüme yeni değerler eklenecektir. Hesaplamanın yapılması istenen ilgi alanları yine bu bölümden seçilir. Seçilen ilgi alanı sınırlar çizgileri, fon bölgesi için yeşil, lezyon bölgesi için kırmızı renkle olacaktır.

- 5) Results bölümünde seçili olan ilgi alanları için otomatik olarak hesaplanan ortalama ve standart sapma değerleri görülmektedir.
- 6) İlgi alanı seçimi ardından *Equations* bölümünden bir denklem türü seçilmelidir.
- 7) Seçili olan denkleme göre *Formulation* bölümünde hesaplamanın uygulanacağı denklem görsel olarak belirecektir.
- 8) İlgi alanı ve denklem seçimi tamamlandığında kullanılacak hesaplama butonu
- 9) İlgili denklemin sonucu



Şekil Ek1-3.2 Image Quality Tool genel arayüz görünümü ve arayüz üzerinde mevcut olan bölümler

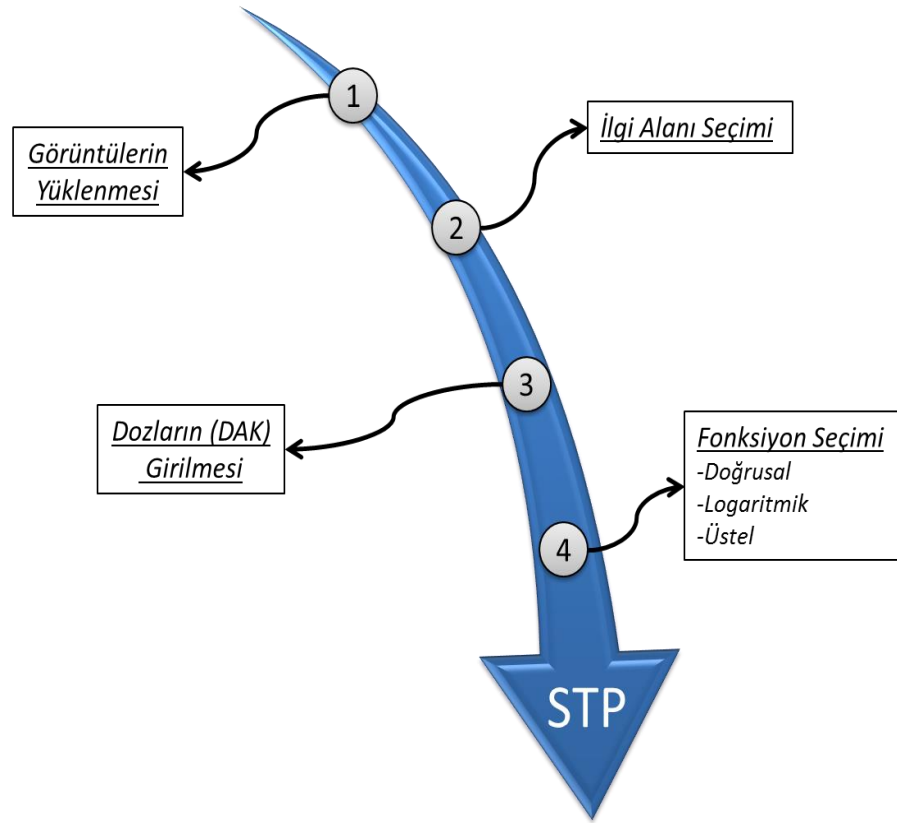


Şekil Ek1-3.3 Görüntü üzerinde seçilmiş ilgi alanları.

3.2. STP Tool

Sinyal transfer özelliği (*STP*), görüntüdeki piksel değerleri ile doz arasındaki ilişkiyi vermektedir. MTF ve NNPS gibi metrikler doğrusal sistem varsayımı kullanılarak hesaplandığı için bu hesaplamaların ilk adımı, *STP*'de kullanılan denklemin ters fonksiyonu kullanılarak görüntüdeki değerleri doğrusallaştırılmasıdır.

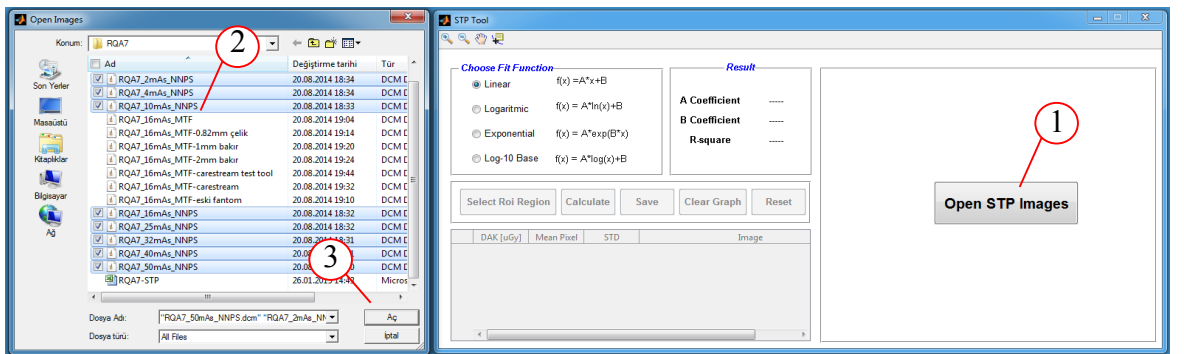
STP Tool, farklı doz yanıtlarına sahip sistemlerden alınan görüntülerin doğrusal hale getirilmesinde kullanılacak denklem ve katsayılarının hesaplanmasında kullanılan bir araçtır. Katsayıların hesaplanması dört adımda gerçekleştirilir. Bu adımlar Şekil Ek1-3.4'te özetlenmiştir. Programın kullanım şekli ise Şekil Ek1-3.5 ve Şekil Ek1-3.6'daki adımlarda gösterilmektedir.



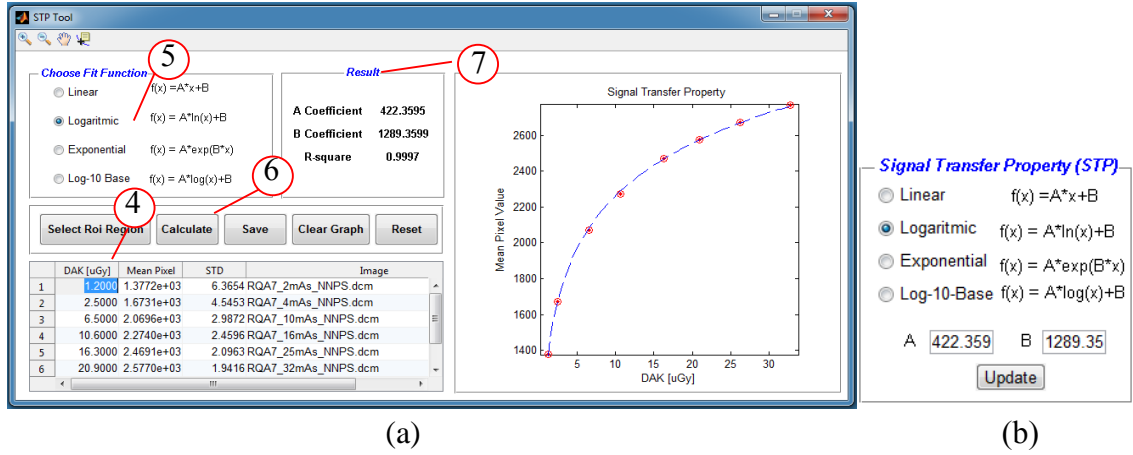
Şekil Ek1-3.4 STP hesaplanması için kullanılan basamaklar

- 1) İlk adımda radyolojik bir sistemden alınan görüntülerin arayüze eklenmesi gerekir. Bunun için açılan arayüzde ilk olarak Open STP Images butonu tıklanmalıdır.
- 2) Çoklu seçim özelliği kullanılarak (Shift ve Control tuşları kullanılarak) STP'nin hesaplanacağı homojen görüntüler seçilmelidir (STP'nin hesaplanması için en az üç görüntü yüklenmelidir, aksi halde yazılım uyarı verecektir).
- 3) Görüntülerin seçilerek onaylanmasının ardından her homojen görüntünün merkezinden, 20x20mm boyutlarında kare bir ilgi alanından, ortalama piksel ve standart sapma değerleri otomatik olarak tabloya eklenecektir.
- 4) Açılan her homojen görüntünün doz değeri bu adımda gösterilen alana yazılmalıdır. Tüm değerler girildiği zaman arayüzün sağ tarafındaki alanda doz- piksel değeri grafiği görüntülenecektir.
- 5) DAK-Ortalama piksel değeri grafiği yardımıyla karşılaştırılması istenen denklem bu alandan seçilir
- 6) Calculate butonu ile 5.adımda seçilen denklem kullanılarak STP katsayıları hesaplanır.
- 7) Sonuçlar "Result" bölümünde görülecektir

Hesaplanan denklem eğer MTF ve NNPS hesaplanmasında kullanılacaksa. Şekil Ek1-3.6 b'de gösterilen "Update" tuşuna basılarak katsayıların elle girilmesine gerek kalmadan ana arayüzdeki *Signal Transper Property* bloğuna eklenecektir.



Şekil Ek1-3.5 STP Tool'a görüntülerin yüklenmesi için izlenmesi gereken adımlar



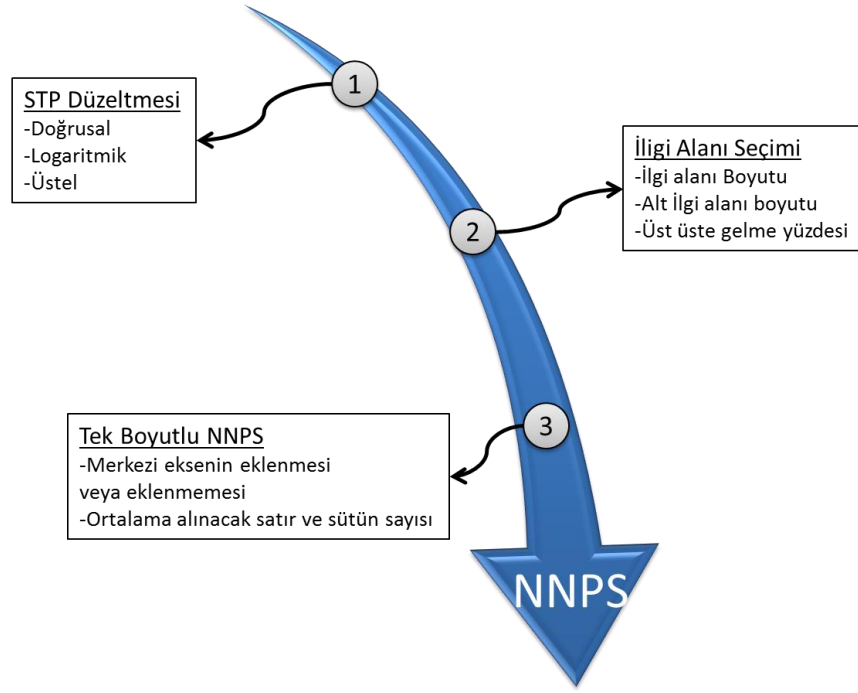
Şekil Ek1-3.6 a) STP denkleminin seçilmesi ve girilen doz değerlerine göre STP katsayılarının hesaplanması için izlenmesi gereken adımlar, b) “Update” butonu kullanılarak elde edilen denklemin hesaplamalarda kullanılmak üzere arayüzde güncellenmesi

“Select Roi Region” butonu kullanılarak açılan görüntüde beliren ilgi alanı ayarlanabilir niteliktedir. Bunun için ROI Properties butonu kullanılarak istenilen boyut ve koordinatta kare ilgi alanı oluşturulabilir ve üzerine çift tıkladığında tüm açılan tüm görüntüler için aynı bölge ve aynı boyuttaki ilgi alanından elde edilen verilen tabloda güncellenecektir. Eğer böyle bir seçim yapılmış ise 4., 5. ve 6. Adımlar tekrarlanarak STP katsayıları hesaplanabilir.

Elde edilen katsayılar, ortalama piksel ve standart sapma değerleri "Save" butonu tıklanarak, Microsoft Excel dosyası olarak kaydedilebilmektedir. Böylece *File >Load Data>Load STP* adımları ile denklem programa yüklenebilir.

3.3. NNPS Tool

Normalize Gürültü Güç Spektrumu, dijital x-ışını dedektöründeki gürültü bilgisini frekans uzayında tanımlayan bir metriktir ve “NNPS Tool” modülü kullanılarak hesaplanır. NNPS’in hesaplanması üç adımda gerçekleştirilir (Şekil Ek1-3.7).



Şekil Ek1-3.7 NNPS hesaplanmasında kullanılan adımlar

NNPS Tool arayüzü kullanılarak NNPS'in hesaplanmasında izlenecek adımlar Şekil Ek1-3.8'de gösterilmektedir. Hesaplamaya başlamadan önce ana arayüzdeki *Signal Transfer Property* bölümüne sistemin doz yanıt denklemi seçilmelerek denklem katsayıları girilmelidir. Katsayıların hesaplanması için *STP Tool* kullanılabilir. NNPS hesaplanmasında izlenecek adımlar Şekil Ek1-3.8'de gösterilmiş ve adımlar aşağıda açıklandığı gibidir.

- 1) Hesabın yapılması için belirli parametreler *NNPS Properties* kısmına girilmelidir. Buradaki parametre tanımları aşağıdaki gibidir ve modül açıldığında varsayılan değerler (*Default Values*) ilgili bölümlerde görüntülenecektir.

NNPS Properties

Region Size: Görüntüde hesaplanmanın yapılacağı ilgi alanının boyutu.

Record Size: Alt ilgi alanı boyutu.

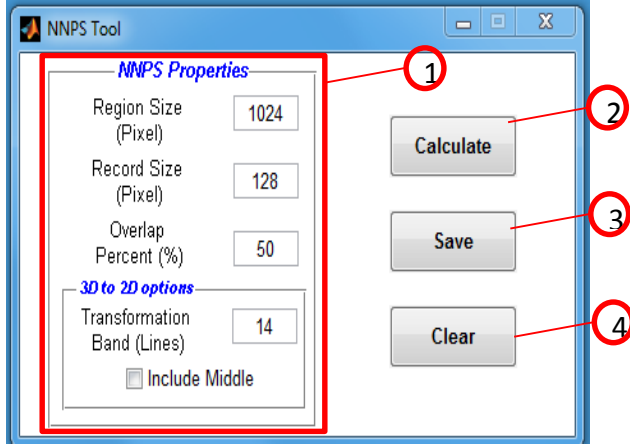
Overlap Percent: Alt ilgi alanlarının üst üste gelme yüzdesi.

3D to 2D options

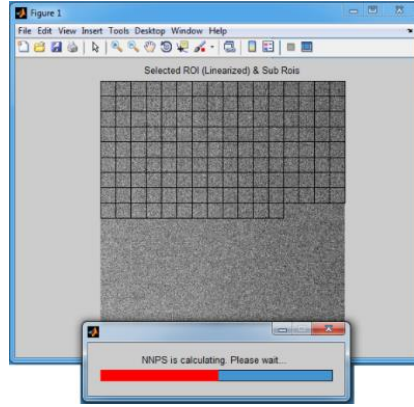
Transformation Band: NNPS'in elde edilebilmesi için Fourier dönüşümü ile elde edilen üç boyutlu gürültü bilgisinde ortalama alınacak satır veya sütun sayısı.

Include Middle: Frekans uzayında, üç boyutlu gürültü bilgisinden iki boyutlu gürültü bilgisine geçilirken merkezi eksenlerin ortalamaya dahil edilip edilmemesinin seçimi.

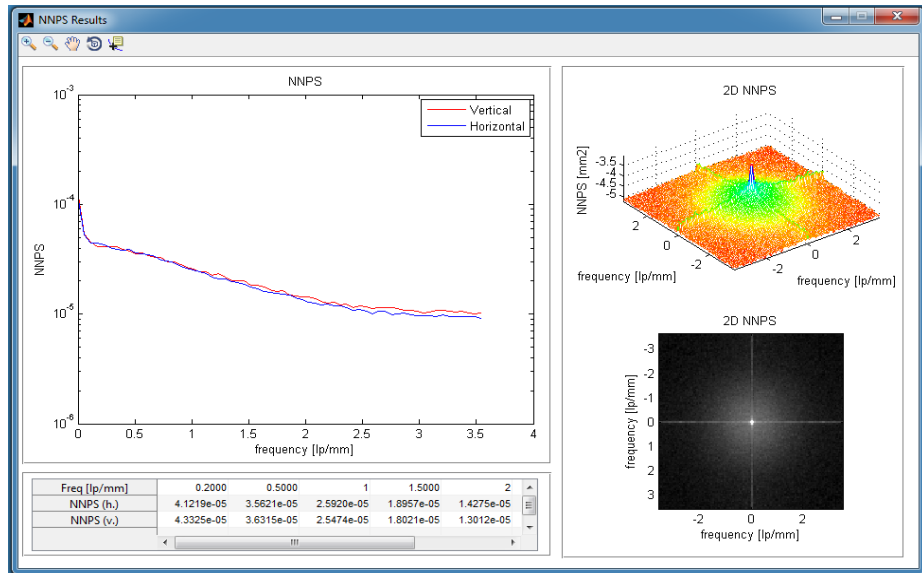
- 2) Gerekli parametreler girildikten sonra *Calculate* butonuna basılır, böylece STP denklemi ile doğrusallaştırılmış görüntü belirecektir. *Region Size* kısmındaki ilgi-belirlenen ilgi alanı boyutları, doğrusallaştırılmış görüntünün merkezinde gözükülecektir. İlgi alanını istenilen bölgeye kaydırılabilir. İlgi alanı üzerine çift tıklanarak hesaplama başlatılacaktır. Belirlene ilgi alanı, alt ilgi alanı boyutu kadar bölümlere ayrılarak hesaplama yapılmaktadır. Hesaplamanın yapılma süresi boyunca Şekil Ek1-3.9’da gösterildiği gibi alt ilgi alanı taramaları dinamik olarak yapacaktır.
- 3) Hesaplama tamamlandığında Şekil Ek1-3.10’da görülen sonuç penceresi *NNPS Results* açılacaktır. Burada alt ilgi alanlarının, ilgi alanındaki konumları, iki boyutlu NNPS, iki boyutlu NNPS’in tepeden görünüşü ve X-ışını sistemindeki anot katot eksenine dik ve paralel yöndeki tek boyuta indirgenmiş NNPS ve belirli frekanslardaki NNPS değerleri tablosu verilmektedir İşlem tamamlandığında sonuçlar (iki boyutlu NNPS,) gösterilmektedir. Böylece, literatürle veya başka bir dönemde yapılan hesaplama sonuçlarıyla yapılacak karşılaştırmaların sadece görsel olarak değil belirli frekanslardaki değerler kullanılarak sayısal olarak yapılması sağlanmıştır. *Save* butonuna basıldığında sonuçlar Ms Excel sayfası olarak kaydedilebilmektedir. Kaydedilen her NNPS hesaplaması programın hafızasında da bulunacaktır. Böylece kullanımı ileride anlatılan *DQE/eDQE Tool*’da NNPS listesinde güncel olarak tutulacaktır.
- 4) *Clear* butonuna tıkladığı zaman girilen parametreler sıfırlanarak varsayılan değerlere geri dönecektir.



Şekil Ek1-3.8 NNPS Tool arayüzü ve NNPS'in hesaplanması için izlenmesi gereken adımlar.



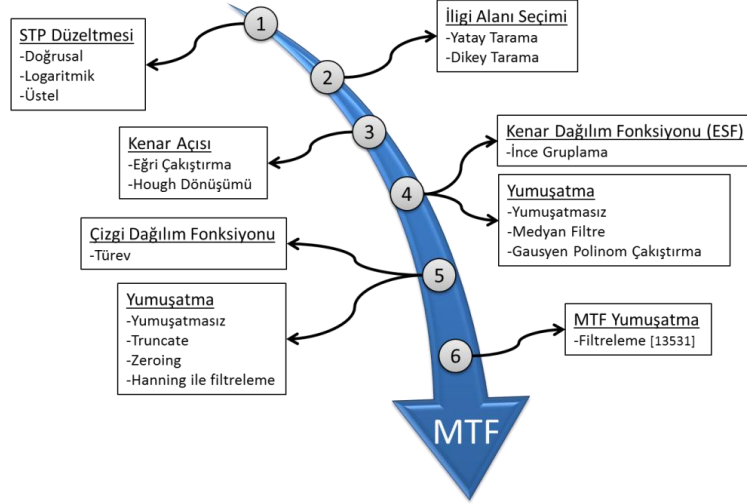
Şekil Ek1-3.9 Alt ilgi alanlarının ilgi alanı içinde dinamik olarak taranması



Şekil Ek1-3.10 NNPS sonuçlarının görüntülediği sonuç penceresi

3.4. MTF Tool

Görüntü kalitesi metriklerinden olan MTF'in hesaplanması ve ara işlemlerde seçilmesi gereken parametreler Şekil Ek1-3.11'de özetlenmiştir.



Şekil Ek1-3.11 MTF'in hesaplanmasında kullanılan basamaklar ve her basamakta kullanıcı tarafından seçilebilecek özellikler.

NBEGKY v2.0 arayüzünden Image Quality>MTF Tool seçildiği zaman Şekil Ek1-3.12'deki gibi MTF Tool Arayüzü açılacaktır. MTF hesabında ayarlanabilecek parametreler dört ana bölüme ayrılmıştır. Böylece, arayüzün en solundan başlayarak sağa doğru ilerledikçe akış diyagramında ilerlemiş gibi parametreleri ayarlayabilecektir. NNPS hesaplanmasında olduğu gibi MTF 'in hesaplanması için ilk olarak STP denklemi ve katsayıları ara arayüzdeki Signal Transfer Property bölümünde görüntüye uygun olarak girilmelidir. Hesaplama yapılacak adımlar ve parametre seçimleri Şekil Ek1-3.12'de, her izlenecek adımlar ve parametrelerin işlevleri maddeler halinde aşağıda açıklandığı gibidir.

- 1) Kenar açısının otomatik olarak hesaplandığı program için farklı parametreler *Edge Parameters* bölümündedir. Buradaki parametreler;
ScanDirection: Kullanılacak kenardaki ESF taramasının dikey (Vertical) veya yatay (Horizontal) yapılmasının seçilmesi.
EdgeMethod: Kenar açısının bulunması için kullanılacak yöntemin seçilmesi.

Filter: Kenar yönteminin kullanacağı ikili görüntünün (binary image) oluşturulmasında kullanılacak olan, kenar dedeksiyon filtresinin seçilmesi.

olarak sıralanmıştır.

Kenar dağılım fonksiyonunun hesaplanmasında kullanılacak parametreler;

Binning: İnce gruplama yapılırken, tek bir piksel boyutu içine düşecek örnek sayısının belirlenmesi için örnekleme aralığının seçilmesi.

Smooth: ESF yumuşatmasında kullanılacak olan yöntem veya yumuşatmanın yapılmamasının seçilmesi.

Olarak düzenlenmiştir. Çizgi dağılım fonksiyonunun hesaplanmasında ise;

None: LSF'e hiçbir işlem yapılmadan kullanılması.

Truncation: LSF tepesinin olduğu kısımdan 2mm lik bölgenin LSF'ten kesilerek MTF hesaplanması (Böylece MTF'teki gürültü azalacaktır.)

Zero Padding: LSF tepesinin olduğu kısımdaki 2mm'lik kısım olduğu gibi bırakılarak geri kalan değerlere sıfır atanarak LSF'in elde edilmesi (Böylece MTF'teki gürültü azalacaktır.)

Hanning: LSF'e pencere uygulanmak istenirse pencere boyutunun girilmesi gerekir. Varsayılan değer olarak 2mm alınmıştır.

Baseline Subtraction: Taban seviyesinin çıkarılması.

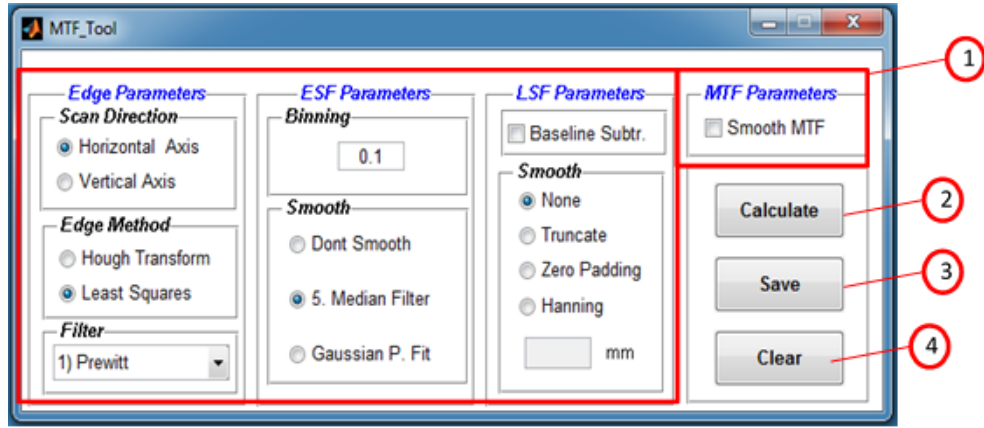
Parametreleri mevcuttur. Eğer MTF'te çok fazla gürültü olacağı düşünülüyorsa, eğrinin yumuşatılması için *Smooth MTF* seçimi yapılabilir. Seçimin yapılması ile MTF'e sekizinci dereceden bir polinom çakıştırma işlemi yapılacaktır.

- 2) MTF hesaplanması için gerekli parametre seçimleri yapılarak ilgili değerler girildiğinde *Calculate* butonuna basılmalıdır. Böylece ana arayüzdeki *Roi Properties* alanında boyurları ayarlanan ilgi alanı görüntü üzerinde oluşacaktır (Şekil Ek1-3.13).
- 3) İlgi alanı seçiminde uyulması tavsiye edilen bazı noktalar vardır. İlk olarak ilgi alanı seçilirken kenar fantomuna ve homojen bölgeye denk gelen kısımlar yaklaşık %50-%50 oranda olmalıdır. Aksi durumda MTF olması gerekenden daha düşük bulunmaktadır.
- 4) Dikkat edilecek diğer bir konu ise tarama yönünün seçilmesidir. Tarama yönünün fantom kenarına göre seçilmesi gerekmektedir. Örneğin, Şekil Ek1-3.13'te tarama yönü seçilen ilgi alanında dikey (vertical) yönde olmalıdır. İlgi alanı seçilerek çift

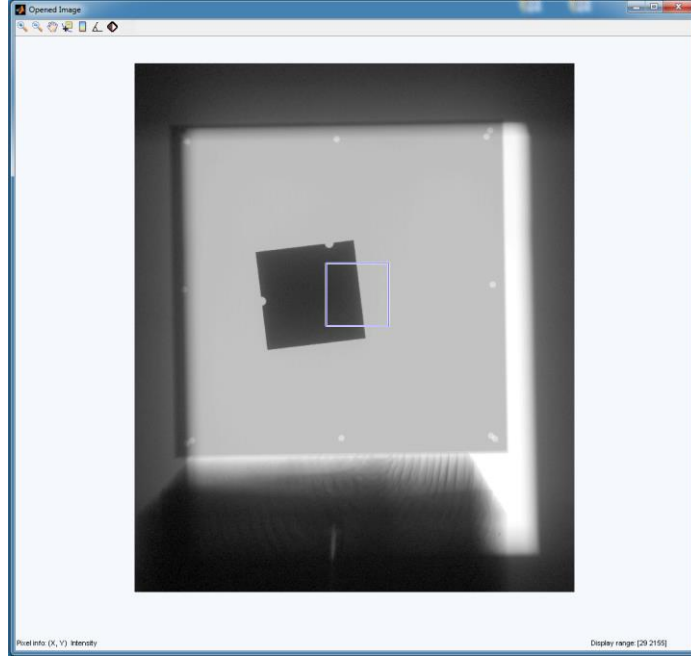
tıklandıktan sonra yazılım ilgi alanının arayüzde doğru seçilip seçilmediğini kontrol eder ve hatalı bir durumda uyarı vererek uygun tarama yönünün seçilmesini sağlar. Gerekli ayarlamadan sonra ilgi alanının üzerine çift tıklandığında hesaplama işlemi başlar.

Seçilen parametreler ve kullanılan bilgisayarın performansına göre birkaç saniye sonra sonuçlar Şekil Ek1-3.14'te gösterilen arayüz sonuç penceresi açılır.

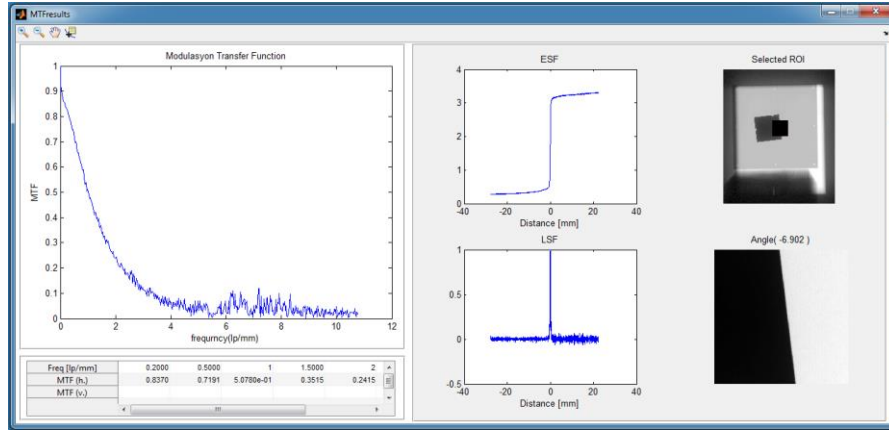
- 5) *Save* butonu ile sonuçlar Ms Excel dosyasına kaydedilecek, aynı zamanda program kapatılana kadar geçici hafızada her alacaktır. Böylece *eDQE/DQE Tool* arayüzünde MTF'listesinde yer alacaktır.
- 6) Parametre seçimlerinin sıfırlanarak varsayılan değerler geri dönülmesi için *Clear* butonu kullanılabilir.



Şekil Ek1-3.12 MTF Tool arayüzü ve MTF'in hesaplanmasında izlenecek adımlar



Şekil Ek1-3.13 Açılan kenar görüntüsünde ilgi alanının seçilmesi



Şekil Ek1-3.14 Hesaplanan MTF ve diğer parametrelerin gösterildiği sonuç penceresi

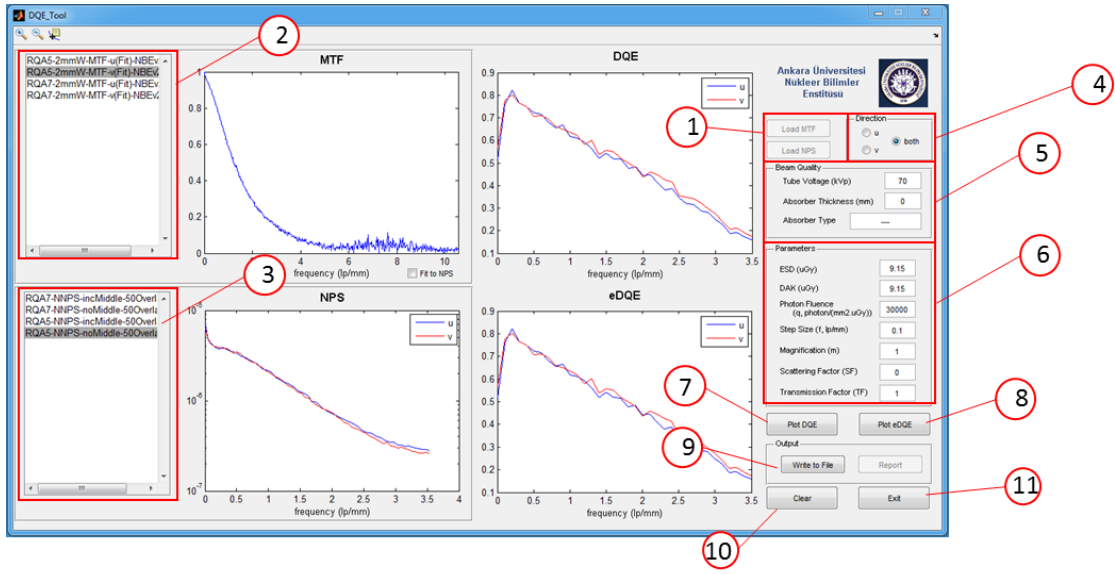
3.5. DQE/eDQE Tool

DQE ve eDQE hesaplamalarının yapılması için *DQE/eDQE Tool* arayüzü kullanılmaktadır. Dedektör performansının ölçülmesi için bu iki parametre kullanılmaktadır.

DQE/eDQE Tool çalıştırıldığı zaman Şekil Ek1-3.15'deki gibi bir arayüz açılacaktır. Hesaplamaların yapılması için izlenecek adımlar ve arayüzde mevcut olan buton, buton grupları ve parametre alanları aşağıdaki adımlarda anlatılmıştır.

- 1) Önceden hesaplanmış MTF ve NNPS metrikleri programa yüklenmelidir. Bunun için ana arayüzden *File > Load Data* sekmesi kullanılabilir gibi arayüzde *Load MTF* ve *Load NPS* butonları da kullanılabilir. Çoklu seçme özelliği sayesinde aynı anda farklı sayıda sonuçlar yüklenebilmektedir.
- 2) Yüklenmiş olan MTF değerleri burada dosya ismine ve programa yüklenme sırasına göre bu alanda görülecektir.
- 3) Yüklenmiş olan NNPS değerleri burada dosya ismine ve programa yüklenme sırasına göre liste halinde bu bölümde sıralanmış olacaktır.
- 4) NNPS değeri genellikle 2 boyutlu olarak, dikey (u) ve yatay yönde (v) verilmektedir. Bu alanda NNPS, dolayısıyla DQE ve eDQE değerlerinin yön seçimleri yapılır. Buton grubu sadece görsel değerlendirmeye yardımcı olmakta, hesaplamalar her iki yönde otomatik olarak yapılmaktadır. Sonuçlar kaydedildiğinde yine her iki yön otomatik olarak kaydedilmektedir.
- 5) Arayüzün bu bölümünde görüleme geometrisinde kullanılan parametreler kVp, soğurucu kalınlığı (*Absorber Thickness*) ve soğrudunun tipi (*Absorber Type*) bölümleri mevcuttur. Bu alan grafiklerin kaydedilmesinden sonra oluşabilecek veri karışıklığının önüne geçilmesi için kullanılmakta ve sonuçların kaydedilmesinde dosyaya yazılmaktadır.
- 6) DQE ve eDQE parametrelerinin esas olarak girildiği alandır. Parametreler sıraya; giriş dozu (*Entrance Skin Dose, ESD*), dedektör hava kerma (*Detector Air Kerma, DAK*), mm² Doz başına foton sayısı (*Photon Fluance*), frekans eksenindeki örnekleme sıklığı (*Step Size*), magnifikasyon faktörü (m), saçılım kesri (*Scatter Fraction, SF*) ve geçirim faktörü (*Transmission Fraction, TF*)'dir. Foton akısı ise simülasyon programları kullanılarak veya DQE hesabı için standart olarak IEC 62220-1-2-3 standartlarında belirtilen değerler yine ölçüm geometrisine göre girilmelidir.
- 7) Tüm parametreler doğru bir şekilde girildikten ve hesaplanması istenen MTF ve NNPS değerleri 2. ve 3. adımda açıklanan listelerden seçilerek DQE değerinin hesaplanması için *Plot DQE* butonu kullanılır.

- 8) Yine tüm parametreler doğru bir şekilde girildikten ve hesaplanması istenen MTF ve NNPS değerleri 2. ve 3. adımda açıklanan listelerden seçilerek eDQE değerinin hesaplanması için *Plot eDQE* butonu kullanılır.
- 9) Hesaplamaların Ms Excel dosyası olarak kaydedilmesini sağlayan bir buton olarak *Write to File* kullanılır.
- 10) Clear butonu girilen parametrelerin silinmesini sağlayan bir butondur. Böylece farklı veriler 2. ve 3. Adımda belirtilen listeden seçilerek hesaplanabilir.
- 11) *DQE/eDQE Tool* arayüzünün kapatılması için kullanılır. Burada ana program kapatılmamış ise yüklenmiş olan MTF ve NNPS değerleri saklanacak, *DQE/eDQE Tool* tekrar çalıştırıldığında listede gözükecektir.

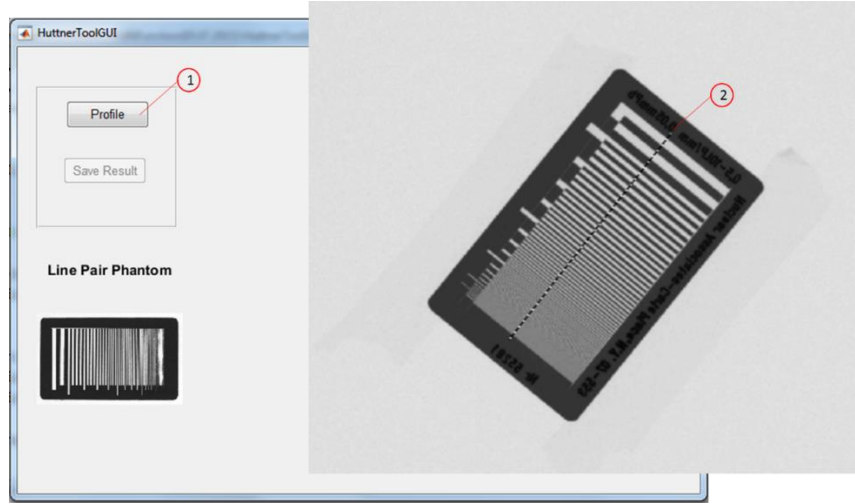


Şekil Ek1-3.15 DQE/ eDQE Tool arayüzü ve arayüzün kullanım adımları.

4. FANTOM DEĞERLENDİRME MODÜLÜ (“*PHANTOM EVALUATION*”)

4.1. Hüttner/Line Pair Tool

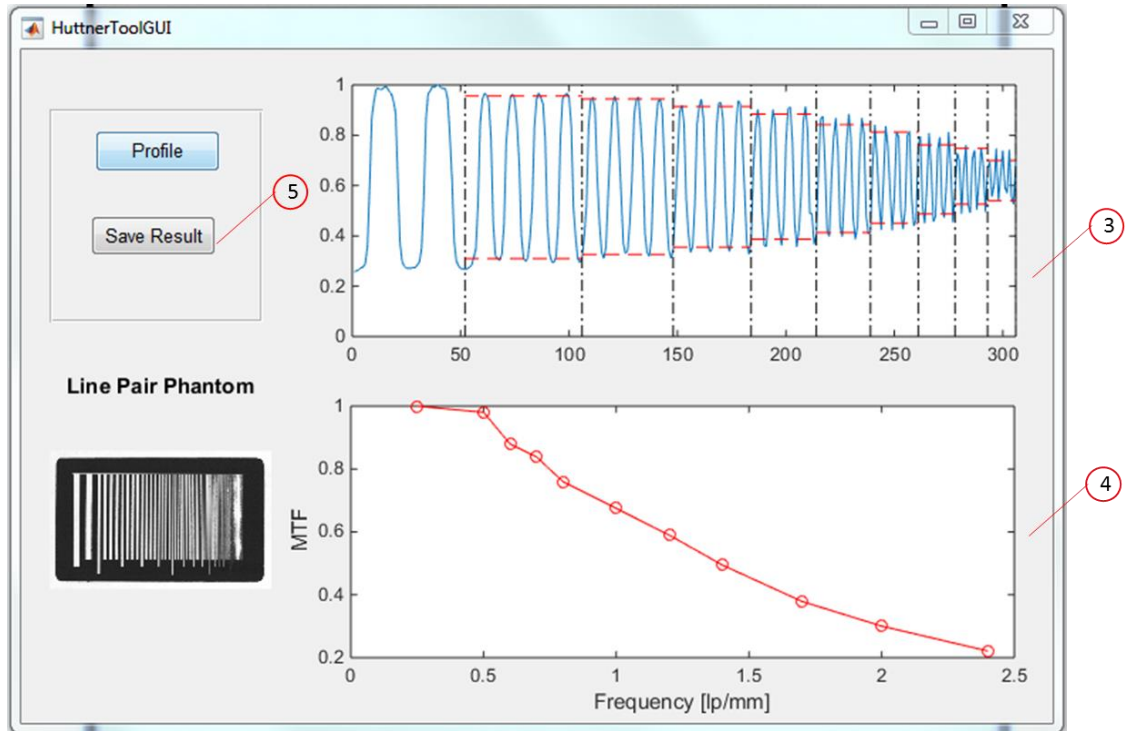
Modülasyon transfer fonksiyonunun hesaplanmasında alternatif bir yöntem, belirli frekanslara sahip bir test objesinin görüntülenmesidir. *Hüttner/Line Pair Tool* ana arayüzdeki *Phantom Evaluation* sekmesinden seçildiğinde Şekil Ek1-4.1’deki gibi bir arayüz açılacaktır. Frekansları 0.25çç/mm ile 10çç/mm aralığında değişen test objesinin analizi için Şekil Ek1-4.1 ve Şekil Ek1-4.2’de gösterilen adımlar izlenmelidir.



Şekil Ek1-4.1 Hüttner Tool arayüzü

- 1) Analize başlamadan önce görüntünün programa yüklenmiş (*File>Open Dicom*) ve STP katsayılarının ilgili bölüme (*Signal Stansfer Property (STP)*) girilmesi gerekir. Aksi halde bir hata görülecektir. Arayüzün açılması ile *Profile* butonuna tıklanır. Görüntünün aktif olacağı ve fare imlecinin görüntü üzerinde yer aldığı görülecektir.
- 2) Fantom üzerindeki en düşük frekans bölgesinden başlayarak en yüksek frekans bölgesine doğru hesaplamanın yapılacağı profil çizgisi çizilmelidir. Başlangıç noktasına tek tıklama, bitiş noktasına ise çift tıklama ile veya bitiş noktasında tek tıklama yapılarak klavyeden *Enter* tuşuna basılabilir. Böylece uygun bir seçim yapılmışsa program hesaplama yapacaktır. Aksi halde bir uyarı verecektir. Uyarının alınırsa tekrar *Profile* butonu kullanılarak işleme baştan başlanabilir.

- 3) Hesaplama tamamlandığında çizilen profil bu bölgede görüntülenecektir. Profil üzerinde farklı frekans bölgeleri ve frekans genliklerindeki en yüksek ve en düşük bölgeler otomatik olarak işaretlenecektir. Artan frekans değerleri ile genliğin azalması beklenir. Sistemin ayırma gücü limitine göre bu değişim farklılık gösterecektir.
- 4) Nihai olarak hesaplanan belirli frekanslardaki MTF grafiği Şekil Ek1-4.2’de gösterilen bölümde görüntülenir.
- 5) Sonuçların Ms Excel formatında çıktısının alınması için *Save Result* butonuna basılması yeterlidir.



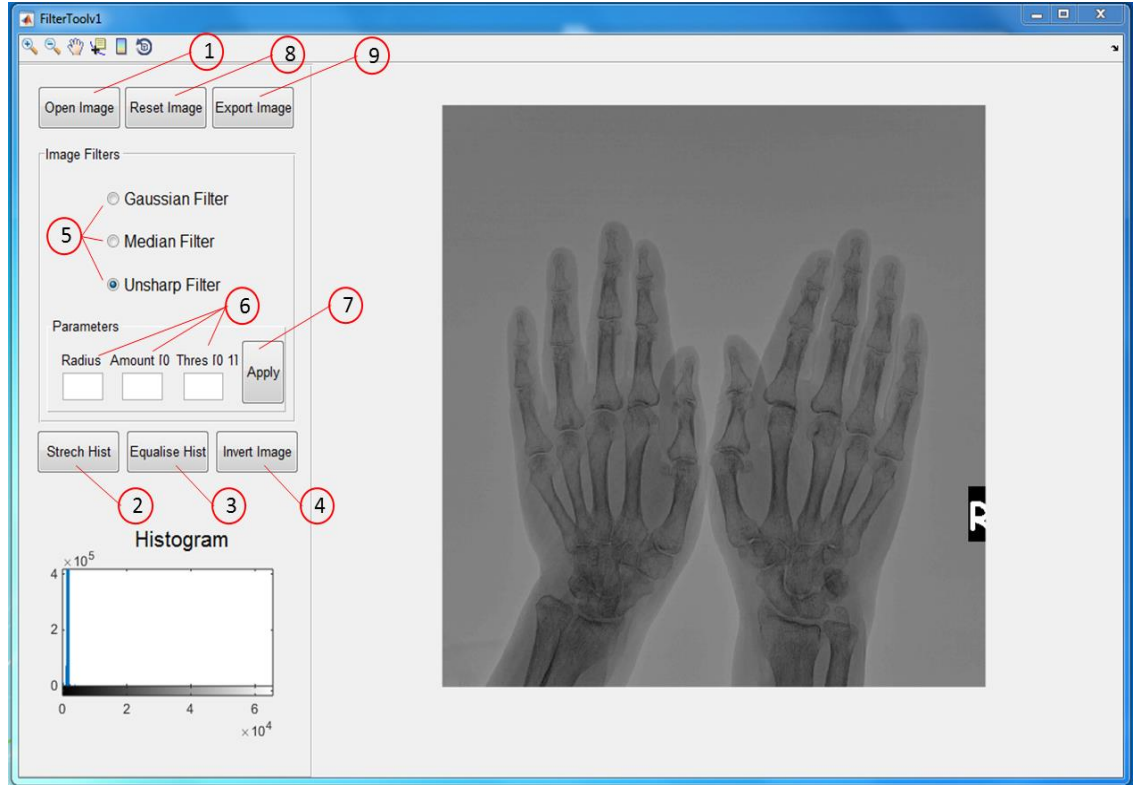
Şekil Ek1-4.2 Hesaplanmış örnek MTF sonuçları

5. GÖRÜNTÜ İŞLEME MODÜLÜ (“IMAGE PROCESSING”)

Dijital sistemlerin kullanılması sayesinde dijital hale gelen görüntüler farklı görüntü işleme teknikleri kullanılarak iyileştirilebilmektedir. Bu amaçla dijital bir görüntü üzerinde görüntü işleme modülü kullanılarak;

- Kenar Dedeksiyonu
- Gürültü Azaltma
- Histogram Eşitleme
- Kontrast Ayarlama

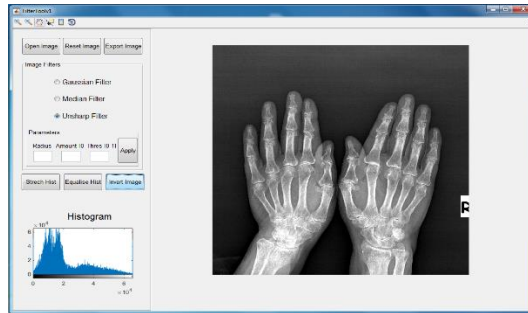
işlemlerinin yapılmasını sağlayan *Filter Tool* aracı mevcuttur. Filter Tool aracının çalıştırılması ile genel görünümü Şekil Ek1-5.1’te verilen arayüz açılacaktır.



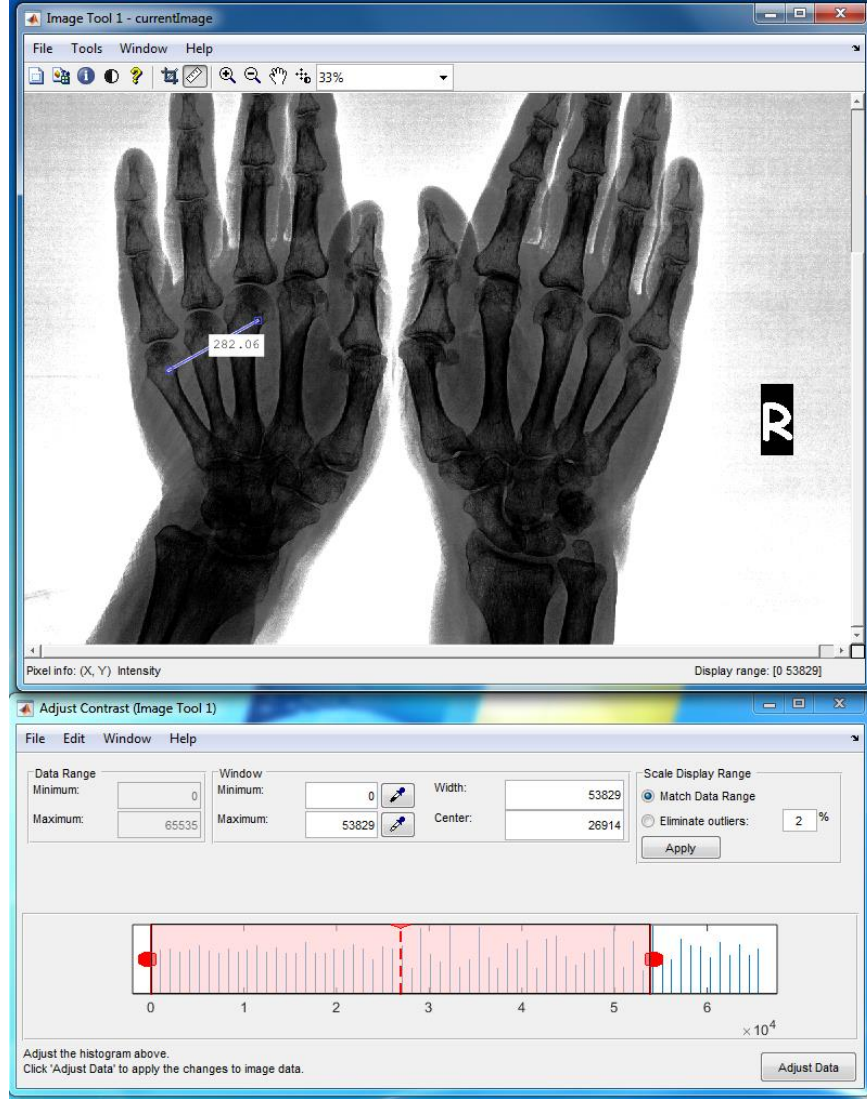
Şekil Ek1-5.1 Filter Tool genel görünümü ve kullanılması tavsiye edilen görüntü işleme adımları

Filter Tool'da mevcut olan butonlar ve filtreler Şekil Ek1-5.1'de de görüldüğü gibi numaralanmıştır.

- 1) Görüntünün Filter Tool'a yüklenmesi için kullanılan buton.
- 2) Parlak veya koyu olan görüntü için otomatik olarak histogramı düzenleyen buton.
- 3) Otomatik olarak histogram eşitlemesi yapan buton (Şekil Ek1-5.2).
- 4) Görüntüde siyah ve beyaz olan piksel değerlerini tersine çeviren buton. Butona basılması halinde siyah olan piksel beyaz renk değeri alacaktır. Bu işlem histogramın aynalanması şeklinde gerçekleştirilir (Şekil Ek1-5.2).
- 5) Görüntüye uygulanabilecek filtrelerin seçildiği buton grupları. Burada Gauss, Medyan ve Unsharp filtreler mevcuttur.
- 6) Seçilen filtreye özgü parametrelerin belirlediği kutucuklardır. Parametrelerin sınır değerleri, ve neler oldukları kutucukların üzerinde yazmaktadır.
- 7) Filtrenin seçilmesi ve ilgili parametrelerin girilmesi ile *Apply* butonuna tıklanarak görüntüye uygulanması sağlanır. Art arda aynı filtre uygulanabildiği gibi farklı filtrelerde uygulanabilmektedir.
- 8) Görüntünün ilk açıldığı şekline geri dönüştürülmesini sağlayan butondur. Görüntü üzerinde yapılan değişikliklerin kaybolması istenmiyorsa, 9 numaralı adımda anlatılan *Export Image* butona basılmalı sonrasında *Reset Image* butonuna tıklanmalıdır (Şekil Ek1-5.3).
- 9) İşlenmiş görüntünün, MATLAB görüntü değerlendirme modülüne yüklenmesi sağlanır. Böylece görüntü üzerinde dinamik histogram ayarlama, uzunluk ölçümü, görüntünün kaydedilmesi gibi işlemler yapılabilir.



Şekil Ek1-5.2 Histogram genişletmesi (*Stretching*) ve görüntünü tersleme (*Invert*) işlemi yapılmış örnek görüntü.

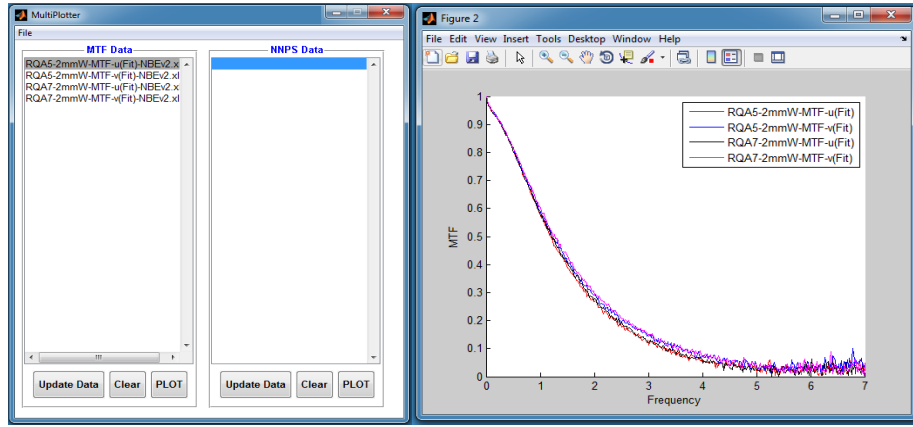


Şekil Ek1-5.3 Export Image butonu ile MATLAB görüntü aracına yüklenmiş ve histogramı ayarlanmış görüntü. Şekil üzerinde uzunluk ölçüm aracı da gösterilmektedir

6. YARDIMCI ARAÇLAR (“TOOLS”)

6.1. Mutli Plotter

“Load Data” sekmesi kullanılarak programa eklenen MTF ve NNPS verilerinin aynı grafikte çizdirilmesi için kullanılan pratik bir modüldür (Şekil Ek1-6.1). Örneğin dijital bir sistemin kabul testlerinde elde edilen değerler ile belirli periyotlarda elde edilen değerler karşılaştırılabilir. Böylece sistemin zaman içindeki değişimleri izlenebilir.



Şekil Ek1-6.1 Multi Plotter arayüzü ve örnek olarak RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde hesaplanan MTF’lerin karşılaştırılma grafiği

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: AZİZ RASİM YUSUF

Doğum Yeri: Ardino/Bulgaristan

Doğum Tarihi: 24.11.1988

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dil: İngilizce, Bulgarca

Eğitim Durumu

Lise : Türk Maarif Koleji (2003-2006), Lefkoşa-KKTC

Lisans : Fizik Mühendisliği (2006-2013), Ankara-Türkiye

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü (2013-2015)
Ankara-Türkiye

Yayımlar

Bildiriler

A. Rasim Yusuf, A. Güven, B. Yaman, L. Ergün, A. Yalçın, Ö. Birgül, T. Olğar, D. Bor, “Farklı Fantomlarda Saçılan Işınlardan Demet Durdurma (Beamstop) Tekniği ile Ölçülmesi ve Hasta Dozu ile Görüntü Kalitesine Etkilerinin İncelenmesi”, pp.87, XIV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2013, Antalya, Türkiye

L. Ergün, B. Yaman, A. Güven, A. Rasim Yusuf, A. Yalçın, Ş. Çubukçu, Ö. Birgül, T. Olğar, D. Bor, “Farklı Radyolojik İnceleme Koşulları için Geniş Alan Dedektörü Kullanılarak DQE ve eDQE Kıyaslaması”, pp.85, XIV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2013, Antalya, Türkiye

Projeler

Tanısal Radyolojide Kullanılan Sayısal Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Optimizasyonu, 112T965 nolu Tübitak projesi, (Bursiyer-Yüksek Lisans öğrencisi, 2013-2015)

Aldığı Burslar

TÜBİTAK- Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı- 112T965 nolu projede yüksek lisans bursiyeri(2014-2015)